



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101292857 B

(45) 授权公告日 2013. 03. 06

(21) 申请号 200810096538. 1

A61B 1/04 (2006. 01)

(22) 申请日 2004. 08. 06

A61B 5/07 (2006. 01)

A61M 31/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2003-288273 2003. 08. 06 JP

2003-291771 2003. 08. 11 JP

审查员 伍新中

(62) 分案原申请数据

200480021888. 1 2004. 08. 06

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 内山昭夫 河野宏尚 横井武司

荒井贤一 石山和志 仙道雅彦

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/05 (2006. 01)

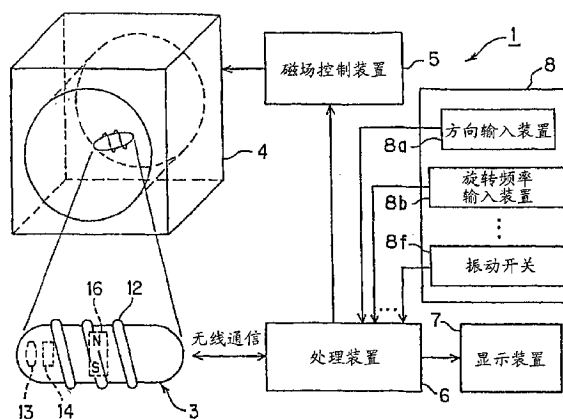
权利要求书 2 页 说明书 24 页 附图 25 页

(54) 发明名称

医疗装置及其引导系统以及胶囊型医疗装置及其引导系统

(57) 摘要

本发明提供了医疗装置及其引导系统以及胶囊型医疗装置及其引导系统,把作为插入到体腔内的医疗装置的胶囊(3)的长度方向作为插入轴,在其中心位置上配置在垂直于插入轴的方向上磁化的磁体(8),通过针对配置在体外的磁场产生装置(4)接通操作输入装置(8)的振动(开启/关闭)开关(8f),磁场产生装置(4)产生与胶囊(3)的插入轴平行的方向的振动磁场,对胶囊(3)作用具有与其插入轴平行的作用线的力偶,使胶囊(3)绕插入轴进行摇摆,从而沿着管腔脏器顺畅行进。



1. 一种在被检查体的管腔脏器内进行检查或处置的医疗装置,其特征在于,主体由沿对称轴具有行进方向的旋转对称体构成,主体的行进方向前部或后部的至少一方由直径沿端部方向变细、并具有大致球面的端部形状的缩径部构成,在主体内部具有电磁场响应部,其受到从被检查体外施加的电磁场的旋转的作用,在主体外表面上具有用于把由所述电磁场响应部产生的旋转运动转换为推进力的螺旋状结构,设置成使所述螺旋状结构的端部到达主体端部的所述缩径部附近;

其中,所述螺旋状结构具有中空部分,在所述医疗装置的内部具有:至少储藏药剂的储藏单元;储藏在该所述储藏单元中的药剂;放出所述药剂的放出单元,通过作为中空结构的所述螺旋状结构内部由所述放出单元放出的药剂从所述螺旋状结构端部放出。

2. 一种在被检查体的管腔脏器内进行检查或处置的医疗装置,其特征在于,主体由沿对称轴具有行进方向的旋转对称体构成,主体的行进方向前部或后部的至少一方由直径沿端部方向变细、并具有大致球面的端部形状的缩径部构成,在主体内部具有电磁场响应部,其受到从被检查体外施加的电磁场的旋转的作用,在主体外表面上具有用于把由所述电磁场响应部产生的旋转运动转换为推进力的螺旋状结构,设置成使所述螺旋状结构的端部到达主体端部的所述缩径部附近;

其中,所述螺旋状结构具有中空部分,在所述医疗装置的内部具有:至少吸入体内物质的吸入单元;和储藏吸入物质的储藏单元,把作为中空结构的所述螺旋状结构的端部作为体内物质的吸入口。

3. 根据权利要求1或2所述的医疗装置,其特征在于,所述主体由大致圆筒形状部分、以及与所述主体行进方向前部和后部抵接的、两端的直径沿端部方向变细并具有大致球面的端部形状的所述缩径部构成,在主体内部具有磁铁以作为所述电磁场响应部,其受到从被检查体外施加的旋转磁场的磁作用,所述螺旋状结构设置在所述大致圆筒形状部分和所述缩径部的两者的外表面上,把由所述磁铁产生的旋转运动转换为推进力。

4. 根据权利要求1或2所述的医疗装置,其特征在于,所述螺旋状结构的间距相等,而与主体的形状无关。

5. 根据权利要求1或2所述的医疗装置,其特征在于,在所述医疗装置的内部具有:至少一个摄像元件;用于把从外部取入的光会聚到所述摄像元件上的镜头系统;和光透射部件,其设置在所述主体的至少一端上作为所述缩径部,用于把光取入到所述镜头系统中,所述螺旋状结构的端部到达主体端部的所述缩径部,并设置在作为没有进入所述镜头系统的视场角内的位置的、所述摄像元件的摄像范围外的所述光透射部件上。

6. 根据权利要求1或2所述的医疗装置,其特征在于,所述电磁场响应部是磁性体或磁铁。

7. 根据权利要求1或2所述的医疗装置,其特征在于,所述电磁场响应部是电介质。

8. 根据权利要求3所述的医疗装置,其特征在于,在所述医疗装置的所述大致圆筒形状部分和所述缩径部的连接部分,所述螺旋状结构平滑地连接。

9. 根据权利要求1或2所述的医疗装置,其特征在于,所述医疗装置的所述螺旋状结构由多个螺旋构成。

10. 根据权利要求1或2所述的医疗装置,其特征在于,在所述医疗装置中,所述缩径部是锥形状。

11. 一种医疗装置引导系统,其特征在于具有:权利要求1或2所述的医疗装置;电磁场产生单元,其产生作用于设在所述医疗装置中的电磁场响应部的电磁场;电磁场控制单元,其控制所述电磁场产生单元产生的电磁场的方向,所述电磁场产生单元在三轴方向上产生电磁场,使所述医疗装置在管腔脏器内旋转。

12. 根据权利要求1或2所述的医疗装置,其特征在于,所述医疗装置是吞入型的胶囊型医疗装置。

13. 根据权利要求1或2所述的医疗装置,其特征在于,所述医疗装置是在胶囊型医疗装置上安装了挠性管的医疗装置。

医疗装置及其引导系统以及胶囊型医疗装置及其引导系统

[0001] 本申请是原案申请号为 200480021888.1 的发明专利申请（国际申请号：PCT/JP2004/011628，申请日：2004 年 8 月 6 日，发明名称：医疗装置、医疗装置引导系统、胶囊型医疗装置及胶囊型医疗装置引导装置）的分案申请。

[0002] 技术领域

[0003] 本发明涉及插入体腔内的医疗装置、适合于使医疗装置在旋转的同时推进来进行引导的医疗装置引导系统、胶囊型医疗装置及胶囊型医疗装置引导系统。

[0004] 背景技术

[0005] 作为利用旋转磁场在被检查体内推进的现有技术，有日本国专利公开 2001-179700 公报和专利公开 2002-187100 号公报。在这些现有技术中公开了一种可以移动的微型仪器的移动控制系统，具有：产生旋转磁场的磁场产生部；接受该旋转磁场而旋转来获得推力的机器人主体；检测机器人主体的位置的位置检测部；和磁场变更单元，其根据该位置检测部检测到的机器人主体的位置，变更通过磁场产生部产生的旋转磁场的方向，以使机器人主体朝向到达目的地的方向。

[0006] 在上述现有技术中，在微型仪器行进的管腔宽度或直径较小、比较狭窄、或者管腔曲折的情况下，有时产生不能顺畅地引导微型仪器等的现象。

[0007] 并且，反之在管腔大于微型仪器的大小时，设在微型仪器外周的螺旋结构部和管腔之间的接触减少，有时不能进行预想的引导。

[0008] 另外，上述现有技术是在通过钻孔器形成孔的同时行进的类型，不能适用于在体腔内的食道等管腔脏器内沿着该管腔行进的情况。

[0009] 本发明就是鉴于上述情况而提出的，其目的在于，提供在体腔内引导插入体腔内的医疗装置主体的情况下，能够提高医疗装置的通过功能的医疗装置，以及能够进行适合于使医疗装置顺畅通过的引导的医疗装置、医疗装置引导系统、胶囊型医疗装置和胶囊型医疗装置引导系统。

[0010] 并且，本发明的目的在于，提供可以通过旋转而沿着管腔脏器内部在短时间内引导到目标部位侧的医疗装置、医疗装置引导系统、胶囊型医疗装置和胶囊型医疗装置引导系统。

[0011] 另外，本发明的目的在于，提供即使是弯曲的管腔脏器也能够顺畅推进的医疗装置、医疗装置引导系统、胶囊型医疗装置和胶囊型医疗装置引导系统。

发明内容

[0012] 本发明的医疗装置是具有被导入到体腔内的插入部的医疗装置，包括力偶产生单元，该力偶产生单元产生具有与插入轴平行的作用线的力偶。

[0013] 并且，本发明的医疗装置包括：医疗装置主体，其具有插入到体腔内的、并具有大致呈圆筒状的外形的插入部；设置在该医疗装置主体的侧面上的螺旋状结构部；推力产生机构，其具有使该螺旋状结构部绕所述医疗装置主体的圆筒轴旋转的旋转驱动单元，并在圆筒轴方向上产生推力；以及力偶产生单元，其产生具有与所述圆筒轴平行的作用线的力

偶。

[0014] 本发明的医疗装置引导系统包括：旋转磁场；磁场产生装置，其产生与该旋转磁场的旋转平面垂直的方向的磁场；医疗装置主体，其具有插入到体腔内的插入部；设置在所述医疗装置主体上的推力产生结构部；以及磁铁，其设置在所述医疗装置主体中，并被配置成磁极方向朝向与所述推力产生结构部的推力产生方向大致垂直的方向。

[0015] 本发明的医疗装置引导系统包括：产生旋转磁场的磁场产生装置；具有插入到体腔内的插入部的医疗装置主体；设置在所述医疗装置主体上的推力产生结构部；重心位置变更机构，其使设置在所述医疗装置主体上的医疗装置的重心位置相对于医疗装置的插入轴移动；磁铁，其设置在所述医疗装置主体上，并被配置成磁极方向朝向与所述推力产生结构部的推力产生方向大致垂直的方向；以及传递单元，其把控制所述重心位置变更机构的控制信号传递给医疗装置主体。

[0016] 本发明的胶囊型医疗装置包括：具有插入到体腔内的插入部的胶囊型医疗装置主体；设置在所述医疗装置主体上的推力产生结构部；以及磁铁，其设置在所述医疗装置主体上，并被配置在所述胶囊型医疗装置主体的推力产生方向的中心附近，使磁极方向朝向与所述推力产生结构部的推力产生方向大致垂直的方向。

[0017] 本发明的胶囊型医疗装置包括：具有插入到体腔内的插入部的胶囊型医疗装置主体；设置在所述医疗装置主体上的推力产生结构部；以及磁铁，其设置在所述医疗装置主体上，并被配置在所述胶囊型医疗装置主体的推力产生方向的端部附近，使磁极方向朝向与所述推力产生结构部的推力产生方向大致垂直的方向。

[0018] 另外，本发明的医疗装置用于在被检查体的管腔脏器内进行检查或处置等的医疗行为，主体由沿对称轴具有行进方向的旋转对称体构成，主体的行进方向前部或后部的至少一方由直径沿端部方向变细、并具有大致球面的端部形状的缩径部构成，在主体内部具有电磁场响应部，其受到从被检查体外施加的电磁场的旋转的作用，在主体外表面上具有用于把由所述电磁场响应部产生的旋转运动转换为推进力的螺旋状结构，设置成使所述螺旋状结构的端部到达主体端部附近。

[0019] 本发明的医疗装置用于在被检查体的管腔脏器内进行检查或处置等的医疗行为，主体由大致圆筒形状部分、以及主体两端的直径沿端部方向变细并具有大致球面的端部形状的缩径部构成，在主体内部具有磁铁，其受到从被检查体外部施加的旋转磁场的磁作用，在主体外表面上具有用于把由所述磁铁产生的旋转运动转换为推进力的螺旋状结构，所述螺旋状结构设置在所述主体的大致圆筒形状部分和所述缩径部两者上。

[0020] 本发明的医疗装置引导系统用于在被检查体的管腔脏器内进行检查或处置等的医疗行为，具有：医疗装置，其主体由沿对称轴具有行进方向的旋转对称体构成，主体的行进方向的前部或后部的至少一方由直径沿端部方向变细并具有大致球面的端部形状的缩径部构成，在主体内部具有电磁场响应部，其受到从被检查体外部施加的电磁场的旋转的作用，在主体外表面上具有用于把所述电磁场响应部的旋转运动转换为推进力的螺旋状结构，设置成使所述螺旋状结构的端部到达主体端部附近；电磁场产生单元，其产生作用于设置在所述医疗装置中的电磁场响应部的电磁场；电磁场控制单元，其控制所述电磁场产生单元产生的电磁场的方向，所述电磁场产生单元在三轴方向上产生电磁场，使所述医疗装置在管腔脏器内旋转。

[0021] 本发明的医疗装置引导系统用于在被检查体的管腔脏器内进行检查或处置等的医疗行为,包括:医疗装置,其主体由大致圆筒形状部分、以及主体两端的直径沿端部方向变细并具有大致球面的端部形状的缩径部构成,在主体内部具有磁铁,其受到从被检查体外部施加的旋转磁场的磁作用,在主体外表面上具有用于把所述磁铁的旋转运动转换为推进力的螺旋状结构,所述螺旋状结构设置在所述主体的大致圆筒形状部分和所述缩径部两者上;电磁场产生单元,其产生作用于设置在所述医疗装置中的电磁场响应部的电磁场;电磁场控制单元,其控制所述电磁场产生单元产生的电磁场的方向,所述电磁场产生单元在三轴方向上产生电磁场,使所述医疗装置在管腔脏器内旋转。

附图说明

[0022] 图1是具有本发明的第1实施方式的胶囊型医疗装置引导系统的特别以旋转磁场产生装置为主体的概要结构图。

[0023] 图2是表示具有本发明的第1实施方式的胶囊型医疗装置引导系统的各部分的内部结构的框图。

[0024] 图3(A)是胶囊主体的侧视图。

[0025] 图3(B)是胶囊主体的正视图。

[0026] 图4(A)是表示操作输入装置的结构说明图。

[0027] 图4(B)是示出了显示与图4(A)所示的操作输入装置的操作对应的信息的图像显示画面的图。

[0028] 图5是表示施加旋转磁场时的旋转磁场的变化状态等的说明图。

[0029] 图6(A)和图6(B)是表示施加了振动磁场时的胶囊型医疗装置受到的力偶的状况的概要图。

[0030] 图7(A)和图7(B)是表示改变旋转磁场和振动磁场的频率和强度时,胶囊型医疗装置的前端描画的轨迹的图。

[0031] 图8(A)是表示使旋转磁场的频率和振动磁场的频率相等时的轨迹的图。

[0032] 图8(B)是表示使振动磁场的频率为旋转磁场的频率的2倍时,胶囊型医疗装置的前端描画的轨迹的图。

[0033] 图8(C)是表示使振动磁场为直流时,胶囊型医疗装置的前端描画的轨迹的图。

[0034] 图9(A)、图9(B)和图9(C)是表示使用试样,施加旋转磁场和振动磁场时的推进速度的测量结果等的图。

[0035] 图10(A)、图10(B)、图10(C)和图10(D)是在弯曲的管腔脏器和较宽的管腔脏器内推进时的动作说明图。

[0036] 图11是在把胶囊型医疗装置的中心轴设定为 x' 方向的坐标系中施加旋转磁场等时的说明图。

[0037] 图12是进行了变更胶囊型医疗装置的方向的方向输入指示时的胶囊的方向和旋转磁场的方向的计算的说明图。

[0038] 图13是利用极坐标系表示胶囊型医疗装置的新方向的说明图。

[0039] 图14是胶囊型医疗装置的内部结构的配置图。

[0040] 图15是在图14中把磁体配置在后端侧的变形例的配置图。

- [0041] 图 16 是在图 14 中把磁体配置在观察窗侧的变形例的配置图。
- [0042] 图 17 是对图 15 所示的配置施加振动磁场时的动作说明图。
- [0043] 图 18(A) 和图 18(B) 是在分别把磁体配置在胶囊型医疗装置主体的中心附近和端部附近的情况下、进行引导时的运动的差异的说明图。
- [0044] 图 19(A) 和图 19(B) 是表示本发明的第 2 实施方式的胶囊型医疗装置和寻呼机电机部分的图。
- [0045] 图 20 是表示本发明的第 3 实施方式的胶囊型医疗装置的剖视图。
- [0046] 图 21(A) 是表示电磁螺线管装置部分的结构图。
- [0047] 图 21(B) 是表示在单侧端部设有挠性管的胶囊型内窥镜的图。
- [0048] 图 22 是表示具有本发明的第 4 实施方式的胶囊型医疗装置引导系统的概要结构图。
- [0049] 图 23 是更加详细地表示图 22 所示结构的框图。
- [0050] 图 24 是表示磁场产生装置的概要结构的概要结构图。
- [0051] 图 25 是表示胶囊型医疗装置的外观的侧视图。
- [0052] 图 26 是表示胶囊型医疗装置的内部结构的剖视图。
- [0053] 图 27 是表示水槽的侧视图,其中将试样的胶囊插入到硅管内,以施加旋转磁场来测量推进速度。
- [0054] 图 28 是表示在端部设有螺旋状突起的第 1 试样的图。
- [0055] 图 29(A) 和图 29(B) 是表示推进速度的测量结果的曲线图。
- [0056] 图 30(A) 和图 30(B) 是表示在弯曲的管路内推进时的作用的说明图。
- [0057] 图 31 是表示第 5 实施方式的胶囊型医疗装置的侧视图。
- [0058] 图 32 是表示第 1 变形例的胶囊型医疗装置的侧视图。
- [0059] 图 33 是表示第 2 变形例的胶囊型医疗装置的侧视图。
- [0060] 图 34 是表示第 3 变形例的胶囊型医疗装置的侧视图。
- [0061] 图 35 是表示第 4 变形例的胶囊型医疗装置的螺旋状突起的间距的概要侧视图。
- [0062] 图 36(A) 是表示本发明的第 6 实施方式的胶囊型医疗装置的说明图。
- [0063] 图 36(B) 是表示来自图 36(A) 所示胶囊型医疗装置的获取图像的图。
- [0064] 图 37 是将变形例的胶囊型医疗装置的结构部分切开来表示的侧视图。

具体实施方式

[0065] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。

[0066] (第 1 实施方式)

[0067] 图 1~图 18 涉及本发明的第 1 实施方式,图 1 和图 2 表示第 1 实施方式的胶囊型医疗装置引导系统的整体结构,图 3 表示胶囊主体的侧视图和正视图,图 4(A) 和 (B) 表示操作输入装置的结构和显示与该操作对应的信息的图像显示画面,图 5 表示施加旋转磁场时的旋转磁场的变化状况等,图 6 表示施加了振动磁场时的胶囊型医疗装置受到的力偶的状况,图 7 表示改变旋转磁场和振动磁场的频率和强度时,胶囊型医疗装置的前端描画的轨迹,图 8(A) 表示使旋转磁场的频率和振动磁场的频率相等时的轨迹,图 8(B) 表示使振动磁场的频率为旋转磁场的频率的 2 倍时,胶囊型医疗装置的前端描画的轨迹,图 8(C) 表

示使振动磁场为直流时,胶囊型医疗装置的前端描画的轨迹,图 9 表示使用试样,施加旋转磁场和振动磁场时的推进速度的测量结果等,图 10 表示在弯曲的管腔脏器和较宽的管腔脏器等内推进时的动作说明图,图 11 表示在把胶囊型医疗装置的中心轴设定为 x' 方向的坐标系中施加旋转磁场等时的说明图,图 12 表示进行了变更胶囊型医疗装置的方向的方向输入指示时的胶囊方向和旋转磁场方向的计算的说明图,图 13 表示利用绝对坐标系表示胶囊型医疗装置的新方向的说明图,图 14 表示胶囊型医疗装置的内部结构的配置图,图 15 表示在图 14 中把磁体配置在后端侧的变形例的配置图,图 16 表示在图 14 中把磁体配置在观察窗侧的变形例的配置图,图 17 表示对图 15 所示的配置施加振动磁场时的动作的说明图,图 18 表示在分别把磁体配置在胶囊型医疗装置主体的中心附近和端部附近的情况下进行引导时的运动的差异。

[0068] 如图 1 和图 2 所示,本发明的医疗装置引导系统的第 1 实施方式的胶囊型医疗装置引导系统 1 具有:胶囊型医疗装置 3(以下简称为胶囊),其插入(导入)到未图示的患者的体腔内,发挥对体腔内部进行拍摄的胶囊型内窥镜的作用;磁场产生装置 4,其配置在患者的周围即体外,对所述胶囊 3 施加旋转磁场和力偶产生用磁场(或振动磁场);磁场控制装置(或电源控制装置)5,其进行使该磁场产生装置 4 产生旋转磁场和力偶产生用磁场(或振动磁场)的驱动电流的供给控制;处理装置 6,其由个人计算机等构成,配置在患者的体外,与胶囊 3 进行无线通信,并进行图像处理,并且根据操作者的操作来控制磁场控制装置 5,进行控制施加在胶囊 3 上的旋转磁场和力偶产生用磁场(或振动磁场)的方向和大小等的处理;显示装置 7,其连接到该处理装置 6 上,显示通过胶囊 3 拍摄的图像等;操作输入部 8,其连接到处理装置 6 上,通过手术医生等操作者的操作,指示输入与操作对应的指示信号。

[0069] 如图 4(A) 所示,该操作输入部 8 具有:方向输入装置 8a,其进行使插入到体内的胶囊 3 推进的方向的输入指示;旋转频率输入装置 8b,其产生与操作对应的旋转频率的旋转磁场的指示信号;旋转磁场的强度调节装置 8c,其对旋转磁场的强度进行调节操作;振动(或力偶产生用)磁场的强度调节装置 8d;振动(力偶产生用)磁场的频率调节装置 8e;振动(或力偶产生用)开启/关闭开关(简称为振动开关)8f,其设置在构成方向输入装置 8a 的操纵杆 9 的例如顶部上,进行振动(或力偶产生用)磁场的施加的开启/关闭。另外,以下(几乎所有情况下)把振动(力偶产生用)磁场表述为振动磁场。

[0070] 如图 3 所示,胶囊 3 形成为大致圆筒形状或胶囊形状,在也作为插入到体内的插入部的外装容器 11 的外周面上,螺旋状地设置了把旋转转换为推力(推进力)的、作为推力产生结构部的螺旋状突起(或螺旋部)12。

[0071] 该螺旋状突起 12 形成为在外装容器 11 的外周面上设置圆弧部的大致半球状等的断面结构,平滑地接触体内的内壁面。

[0072] 并且,在被该外装容器 11 密闭的内部,收纳着由物镜 13 和配置在其成像位置上的摄像元件 14 构成的摄像单元。并且,在该外装容器 11 内,除了收纳着进行摄像所需要的照明用的照明元件 15(参照图 2) 等外,还收纳着用于使胶囊 3 更加平滑地推进的磁体(永久磁铁)16。

[0073] 如图 3(A)、图 3(B) 所示,物镜 13 被配置在例如外装容器 11 的半球状且透明的前端盖 11a 的内侧,使得其光轴与圆筒状胶囊 3 的可以称为插入轴的中心轴 C 一致,前端盖

11a 的中央部分如图 3(B) 所示成为观察窗 17。另外,虽然在图 3(A)、图 3(B) 中未示出,照明元件 15 配置在物镜 13 的周围。

[0074] 因此,该情况下,物镜 13 的视野方向成为物镜 13 的光轴方向,即沿着胶囊 3 的圆筒状的中心轴 C 的方向。

[0075] 并且,如图 3(A)、图 3(B) 所示,配置在胶囊 3 内的长度方向的中央附近的磁体 16 被配置成在与中心轴 C 垂直的方向上形成 N 极和 S 极。该情况下,磁体 16 的中心被配置成与该胶囊 3 的重心位置一致,在从外部施加磁场的情况下,作用于磁体 16 的磁力的中心成为胶囊 3 的重心位置,形成容易顺畅地对胶囊 3 进行磁力推进的结构。

[0076] 另外,如图 3(B) 所示,配置成使磁体 16 的磁化方向、即双极子的方向与摄像元件 14 的特定的配置方向一致。

[0077] 即,显示通过摄像元件 14 拍摄到的图像时的上方向被设定为从磁体 16 的 S 极朝向 N 极的方向。

[0078] 并且,通过利用磁场产生装置 4 对胶囊 3 施加旋转磁场,使磁体 16 磁力旋转,使在内部固定了该磁体 16 的胶囊 3 与磁体 16 一起旋转,此时设置在胶囊 3 的外周面上的螺旋状突起 12 接触体腔内壁而旋转,从而可以推进胶囊 3。

[0079] 并且,在本实施方式中,其特征在于,如图 6(A) 和图 6(B) 表示的其基本功能(作用)的概要那样(通过进行接通振动开关 8f 的操作),可以利用磁场产生装置 4 对胶囊 3 施加磁场方向在胶囊 3 的中心轴 C 方向上变化的振动磁场(力偶产生用磁场)Hm,从而可以对内置于该胶囊 3 中的磁体 16 作用如图 6(A) 和图 6(B) 中的箭头所示那样平行于中心轴 C、而且大小相等方向相反的力(即力偶)。

[0080] 该情况下,力偶在连接磁体 16 的两个磁极的线上、在两个磁极的各个位置上,与中心轴 C 平行,力的大小相等,而且其方向彼此相反,并进行作用使得胶囊 3 旋转。

[0081] 在本实施方式中,利用来自外部的磁场来对磁体 16 作用力偶,但也可以如在后面叙述的第 2 实施方式等中说明的那样,使胶囊 3 形成为使其长度方向的插入轴的方向摇摆振动或倾斜等的倾斜(摇动)机构,或改变重心位置的模拟的力偶产生单元的结构(也可以是产生或作用与形成力偶的一方相当的力)。

[0082] 并且,在本实施方式中,在利用外部磁场控制内置有磁体 16 的胶囊 3 的情况下,可以根据外部磁场的方向而得知通过胶囊 3 拍摄的图像的上方向是哪个方向。

[0083] 在胶囊 3 内除上述的物镜 13、摄像元件 14、照明元件 15、磁体 16 外,如图 2 所示,还收纳有以下部件:信号处理电路 20,对由摄像元件 14 拍摄的信号进行信号处理;存储器 21,临时存储由信号处理电路 20 生成的数字视频信号;无线电路 22,利用高频信号对从存储器 21 读出的视频信号进行调制而转换为无线发送的信号,或者对从处理装置 6 发送的控制信号进行解调等;对胶囊 3,如信号处理电路 20 等进行控制的胶囊控制电路 23;向信号处理电路 20 等胶囊 3 内部的电气系统供给工作用电源的电池 24。

[0084] 并且,与该胶囊 3 进行无线通信的处理装置 6 具有:与所述无线电路 22 进行无线通信的无线电路 25;数据处理电路 26,与无线电路 25 连接,对从胶囊 3 发送的图像数据进行图像显示等的数据处理等;控制数据处理电路 26 和电源控制装置 5 等的控制电路 27;存储电路 28,存储通过所述电源控制装置 5 由旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场的状态信息、和方向输入装置 8a 等的设定信息。

[0085] 数据处理电路 26 上连接着显示装置 7, 显示由摄像元件 14 拍摄、经过无线电路 22、25、通过数据处理电路 26 处理的图像等。并且, 由于在胶囊 3 旋转的同时拍摄图像, 所以该数据处理电路 26 进行把显示在显示装置 7 上时的图像的方向修正为一定方向的处理, 并进行图像处理, 以便能够显示手术医生容易看清的图像 (记载于日本专利申请 2002-105493 号)。

[0086] 从构成操作输入装置 8 的方向输入装置 8a、旋转频率输入装置 8b 等, 向所述控制电路 27 输入与操作对应的指示信号, 控制电路 27 进行与指示信号对应的控制动作。

[0087] 并且, 所述控制电路 27 与存储电路 28 连接, 在存储电路 28 中一直存储着通过磁场控制装置 5 由磁场产生装置 4 产生的旋转磁场的方向和磁场的方向的信息。然后, 在进行使旋转磁场的方向和磁场的方向改变的操作的情况下, 也可以使旋转磁场的方向和磁场的方向连续变化, 并且使它们平滑地变化。另外, 也可以把存储电路 28 设置在控制电路 27 内部。

[0088] 并且, 与所述控制电路 27 连接的磁场控制装置 5 具有: 交流电流产生和控制部 31, 由产生交流电流、并且控制其频率和相位的 3 个交流电流产生和控制电路构成; 驱动部 32, 由分别放大各个交流电流的 3 个驱动器构成, 3 个驱动器的输出电流分别被提供给构成磁场产生装置 4 的 3 个电磁铁 33a、33b、33c。

[0089] 该情况下, 电磁铁 33a、33b、33c 被配置成产生正交的三轴方向的磁场。作为磁场产生装置 4 的示例, 可以考虑 33a、33b、33c 分别是亥姆霍兹 (helmholtz) 线圈, 是各自的磁场产生方向相互垂直的三轴亥姆霍兹线圈等。

[0090] 并且, 通过操作构成图 4(A) 所示的操作输入装置 8 的方向输入装置 8a, 产生磁场方向的指示信号, 或者通过操作旋转频率输入装置 8b, 产生与操作对应的旋转频率的旋转磁场的指示信号, 或者通过操作振动 (接通 / 断开) 开关 8f, 产生由振动磁场强度调节装置 8d 等设定的 (交流或周期性的) 振动磁场, 从而可以针对胶囊 3 的磁体 16, 产生使胶囊 3 的中心轴 C 本身绕胶囊 3 的长度方向的中心轴 C 的中心点旋转的力偶。该情况下, 在使中心轴 C 本身完全旋转之前, 交流或周期性地施加振动磁场以使得振动磁场 (作为力偶起作用) 的方向变更为反方向, 所以胶囊 3 进行倾斜运动或振动。

[0091] 另外, 在图 4(A) 中, 通过在方向输入装置 8a 中使操纵杆 9 向想要行进的预期方向倾斜, 可以产生使胶囊 3 向该方向移动的旋转磁场。

[0092] 图 5 表示例如施加旋转磁场时的状态, 通过对胶囊 3 施加旋转磁场, 可以使内置于胶囊 3 内的磁体 16 旋转, 借助该旋转可使胶囊 3 前进或后退。

[0093] 并且, 如图 5 所示, 施加旋转磁场, 该旋转磁场的极向在与胶囊 3 的长度方向的中心轴 C 的方向 (在图 5 中为 y') 垂直的旋转磁场平面上变化, 使胶囊 3 与在胶囊 3 内被固定在和其长度方向垂直的方向上的磁体 16 一起绕其长度方向旋转, 对应于其旋转方向, 可以通过图 3 所示的螺旋状突起 12 与体腔内壁啮合而前进或后退。

[0094] 并且, 在本实施方式中, 可以对胶囊 3 施加发挥以下作用的振动磁场 (力偶产生用磁场), 即使磁体 16 绕图 5 中的长度方向的中心轴 C 的方向 y' 摇动 (振动)。并且, 在施加振动磁场时, 可以使长度方向从实线所示的状态变化 (振动) 为例如虚线所示的状态 (由 yz' 表示其中心轴方向)。

[0095] 由此, 胶囊 3 绕其长度方向的中心轴 C 旋转, 并且偏心使得该旋转中心轴 C 的方向

倾斜。即,可成为旋转陀螺的转矩变小、心轴在重力作用下进行摇动的动作(以下把该动作称为 Z 字形(zigzag)动作)的状态。

[0096] 这样,在使胶囊 3 在与该胶囊 3 的直径大致相同的管腔内沿着该管腔的长度方向行进或后退时,通过施加使胶囊 3 绕其长度方向旋转的旋转磁场,可以使其顺畅地移动。

[0097] 与此相对,在管腔弯曲的部分(参照图 10(A)),胶囊 3 接触弯曲部分,在单纯地绕长度方向旋转的情况下,有时难以在弯曲的方向上顺畅地移动。

[0098] 在这种情况下,如上面所述,通过施加振动磁场,以作用如下的力:该力沿着胶囊 3 的长度方向的中心轴 C、在该中心轴 C 的中心的周围,使中心轴 C 旋转,从而使胶囊 3 进行 Z 字形动作,在进行 Z 字形动作时的长度方向成为管腔的弯曲方向的状态下,可以使胶囊 3 在该方向上顺畅地移动(参照图 10(A),将在后面叙述)。

[0099] 另外,为了能够通过扳动操纵杆 9 而把旋转磁场的方向从当前行进方向控制成所期望的任意方向,要一直掌握胶囊 3 的状态或旋转磁场的状态。在本实施方式中,一直把旋转磁场的状态(具体讲指旋转磁场的方向和磁场的方向)存储在存储电路 28 中。

[0100] 具体讲,图 2 中的操作输入部 8 中的操作的指示信号被输入给控制电路 27,控制电路 27 向磁场控制装置 5 输出用于产生与指示信号对应的旋转磁场的控制信号,并且把该旋转磁场的方向和磁场的方向的信息存储在存储电路 28 中。

[0101] 因此,在存储电路 28 中一直存储着由旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场、和形成该旋转磁场的周期性变化的磁场的方向的信息。

[0102] 另外,存储电路 28 不限于存储与来自控制电路 27 的旋转磁场的方向和磁场的方向的控制信号对应的信息,也可以把利用从控制电路 27 输出给磁场控制装置 5 的控制信号,经过磁场控制装置 5 的交流电流产生和控制部 31 及驱动部 32 而实际输出给旋转磁场产生装置 4 的、用于确定旋转磁场的方向和磁场的方向的信息,从磁场控制装置 5 侧发送给控制电路 27,并存储在存储电路 28 中。

[0103] 并且,在本实施方式中,在开始施加旋转磁场时和停止施加时及变更旋转磁场的方向(换言之,胶囊的行进方向的朝向)等时,控制成使旋转磁场连续变化,使得力平稳地作用在胶囊 3 上,而没有急剧的力作用在胶囊 3 上。

[0104] 并且,在本实施方式中,由于胶囊 3 的旋转,而使由摄像元件 14 拍摄的图像也旋转,所以在把其直接显示在显示装置 7 上时,所显示的图像也成为旋转后的图像,方向输入装置 8b 的朝向预期方向的指示操作的操作性能降低,所以优选使显示图像的旋转停止。

[0105] 因此,在本实施方式中,如日本特愿 2002-105493 号说明的那样,利用数据处理电路 26 和控制电路 27 进行把旋转图像校正为旋转停止的图像的处理。

[0106] 另外,也可以以磁场的方向信息为基础,使图像旋转,消除胶囊 3 的旋转来显示(并且,也可以进行图像的相关处理等,显示预定方向的静止图像)。

[0107] 并且,如图 4(B) 所示,在显示装置 7 的显示画面 7a 中,例如在圆形显示区域 7b 中显示由摄像元件 14 拍摄的静止图像,并且利用箭头 7c 表示操纵杆 9 的操作方向,利用箭头 7c 的大小表示操作量。并且,利用箭头 7c 的显示颜色表示前进/后退。

[0108] 并且,在显示画面 7a 的例如下方角部的旋转磁场频率显示区域 7d 中显示旋转磁场的频率。

[0109] 首先,说明成为这种结构的本实施方式特征的旋转磁场和振动磁场的代表性作

用。

[0110] 图 6(A) 和图 6(B) 表示施加了振动磁场 H_m 的状态。在图 6(A) 中,通过振动磁场 H_m ,力偶按照箭头表示的作用线那样起作用,该力偶使固定于胶囊 3 内部的磁体 16 在逆时针方向上旋转。该力偶作用于与胶囊 3 的中心轴 C 平行的方向。

[0111] 这样,借助振动磁场 H_m ,胶囊 3 受到用于使该胶囊 3 从实线表示的状态向双点划线表示的方向旋转的力(力偶)。

[0112] 并且,通过产生与图 6(A) 为反方向的振动磁场 H_m ,如图 6(B) 所示,作用使固定于胶囊 3 内部的磁体 16 在顺时针方向上旋转的力偶,胶囊 3 从实线表示的状态向双点划线表示的方向旋转。

[0113] 并且,图 7(A) 表示把旋转磁场 H_r 的频率 f_r 和振动磁场 H_m 的频率 f_m 的关系设为 $f_r < f_m$,从施加了旋转磁场 H_r 和振动磁场 H_m 的状态下的胶囊 3 的前端面侧观察时的(胶囊前端中心位置的)轨迹 Tr 。

[0114] 并且,图 7(B) 表示在图 7(A) 中使振动磁场 H_m 的强度为旋转磁场 H_r 的强度的 $1/2$ 的状态下的胶囊 3 的轨迹 Tr ,相对于图 7(A) 的情况,从旋转中心摇摆的角度为图 7(A) 的 $1/2$ 。

[0115] 并且,图 8(A) 表示在图 7(A) 中使旋转磁场 H_r 的频率 f_r 和振动磁场 H_m 的频率 f_m 相等,即 $f_r = f_m$ 的状态下的胶囊 3 的轨迹 Tr 。

[0116] 在该条件下,成为向一方(在图 8(A) 中为左侧)偏心摇摆的动作状态(轨迹 Tr)。

[0117] 因此,在想要向一侧推压扩大的情况下有效。

[0118] 并且,图 8(B) 表示在图 7(A) 中使旋转磁场 H_r 的频率 f_r 为振动产生用磁场 H_m 的频率 f_m 的 $1/2$,即使 $f_r = f_m/2$ 的状态下的胶囊 3 的轨迹 Tr 。

[0119] 另外,以上叙述了使振动磁场 H_m 周期性变动的情况,但也可以把振动磁场 H_m 作为不发生变动的磁场($f_m = 0$ 、 $H_m \neq 0$)来提供,该情况下,胶囊 3 的轨迹 Tr 如图 8(C) 所示,以与旋转磁场 H_r 的频率 f_r 相同的周期旋转。

[0120] 并且,在本实施方式中,如图 9(A) 所示,在容器 31 内充满水 32,在其底部侧在硅管 33 内插入胶囊 3,来设定对把胶囊 3 插入到体腔内的管路中的状态进行模拟的状态。

[0121] 并且,把该容器 31 配置在图 1 所示的旋转磁场产生装置 4 内,利用该旋转磁场产生装置 4 施加使得向硅管 33 的长度方向(在图 9(A) 中为左右方向)的右侧行进(前进)和向左侧行进(后退)的旋转磁场,并且改变振动磁场的频率来施加振动磁场,测量胶囊 3 移动了 2cm 时花费的时间来计算其移动速度。

[0122] 该情况下,旋转磁场的频率为 1Hz,其磁场强度为 1000e,振动磁场的强度为 500e,水位为 20cm,胶囊 3 的螺旋状突起 12 的形成角度为 45° 并形成两条突起,采用以上条件进行模拟。并且,在本实施方式中,在使硅管 43 稍微右下倾斜(即左侧高)的状态下进行模拟。即,右侧为前进(下降),左侧为后退(上升)。

[0123] 其测量结果在后退的情况下如图 9(B) 所示,在前进的情况下如图 9(C) 所示。根据图 9(B) 和图 9(C) 的结果,在使振动磁场的频率大于旋转磁场的频率的情况下,特别是在后退上升的方向上移动的情况下非常有效。

[0124] 并且,在本实施方式的条件下,作为振动磁场的频率,认为大约 2~10Hz 是对推进速度比较有效的数据。并且,认为相对于旋转磁场的频率为大约 2~10 倍的振动频率是对

推进速度比较有效的数据。

[0125] 下面,说明本实施方式的整体作用。

[0126] 在利用胶囊 3 检查体腔内部时,患者吞入该胶囊 3。插入到体腔内的胶囊 3 通过食道等时,利用照明元件 15 照明,把由摄像元件 14 拍摄的图像经过无线电路 22 无线发送给体外的处理装置 6。

[0127] 处理装置 6 利用无线电路 25 进行接收,把解调后的图像数据存储在设置于数据处理电路 26 内部等中的(硬盘等)图像存储设备中,并且进行显示用的处理,并输出给显示装置 7,来显示通过胶囊 3 依次拍摄的图像。

[0128] 手术医生根据显示在显示装置 7 上的图像,可以推测胶囊 3 当前位于体腔内的大概位置。例如,在判断为正处于拍摄食道状态、并且作为检查对象的部位是例如小肠等更深侧的情况下,使胶囊 3 在中途部位更加快速地进行比较好,该情况下,进行初始设定以使由磁场产生装置 4 产生的旋转磁场的方向(法线方向的朝向)成为沿着患者身高的下侧。另外,假定该情况下的设于胶囊 3 上的螺旋状突起 12 以摄像元件 14 进行摄像的视野方向为前侧,形成为例如右螺纹状。

[0129] 为了产生旋转磁场,例如在最初操作方向输入装置 8a 等的情况下,由于在存储电路 28 中没有存储与此前的旋转磁场的状态对应的信息,所以控制电路 27 起动设定电路 29,在显示装置 7 等上显示初始设定的设定画面,使手术医生可以选择设定在初始设定下产生的旋转磁场的方向。并且,手术医生进行使最初产生旋转磁场的方向成为沿着患者身高的下侧的指示操作,从而把旋转磁场的初始产生信息存储在存储电路 28 中。

[0130] 并且,也可以利用设定电路 29 预先设定旋转磁场的大小(振幅),设定成不产生该值以上的旋转磁场。通过该设定电路 29 设定的设定信息被存储在存储电路 28 中。

[0131] 并且,通过进行扳动图 4(A) 所示的操作输入装置 8 的操纵杆 9 和操作杆 8b 的操作,控制电路 27 读出存储在存储电路 28 中的信息并进行控制,以产生旋转磁场,使得沿着患者身高的下侧成为旋转磁场的方向。即,根据从存储电路 28 读出的信息,通过磁场控制装置 5 由旋转磁场产生装置 4 产生所述旋转磁场。

[0132] 这样,通过从体外施加旋转磁场,在插入到体腔内的胶囊 3 中内置的磁体 16 上作用磁扭矩,使胶囊 3 旋转,此时,在使设置于胶囊 3 的外周面上的螺旋状突起 12 接触体腔内的内壁的状态下,使螺纹旋转,从而可以快速推进。

[0133] 并且,在存储电路 28 中一直存储着旋转磁场的状态(旋转磁场的方向和磁场的方向)信息,也存储着在停止施加旋转磁场的状态下的旋转磁场的状态信息。

[0134] 并且,在下次再次进行施加旋转磁场的操作时,根据存储在存储电路 28 中的信息,产生与停止旋转磁场时相同的旋转磁场。

[0135] 这样,可以使胶囊 3 沿着体腔内的管路推进,但例如如图 10(A) 所示,在比较狭小的管腔 41 内,在存在更加狭小而且弯曲的弯曲部 42 的情况下,单纯地依靠旋转磁场,有时不能沿着弯曲部 42 有效行进。

[0136] 在这种情况下,如图 7(A) 等所示,与旋转磁场一起施加振动磁场,再在胶囊 3 上作用力偶,由此可以使胶囊 3 绕着其长度方向的轴进行摇摆性的 Z 字形动作。

[0137] 借助该摇摆作用,如图 10(A) 中的虚线所示,可以推压扩大弯曲部 42 的管腔部分,并且在朝向弯曲部 42 的弯曲方向的状态时向该方向推进。

[0138] 并且,图 10(B) 表示在比胶囊 3 的外径宽的管腔 41 内有效推进时的作用。

[0139] 如图 10(B) 所示,在要在比胶囊 3 的外径宽的管腔 41 内推进胶囊 3 时,如果仅仅单纯向胶囊 3 施加旋转磁场,则如图 10(C) 或图 10(D) 所示,胶囊 3 的外周面(设于该外周面上的螺旋状突起 12)与管腔 41 内面的啮合部分(咬合部分)较小,所以容易空转,行进速度容易变慢。

[0140] 另外,图 10(D) 表示从图 10(C) 中的箭头 A 观察时的状态,在单纯地旋转的情况下,其姿势变化小,由于空转使行进性能降低。

[0141] 在这种情况下,如图 7(A) 等所示,通过与旋转磁场一起施加振动磁场,如图 10(B) 所示,使胶囊 3 进行摇摆运动,摇摆动作状态下的胶囊 3 的实效外径变大,并且使其行进方向也周期性地变化,即使在较宽的管腔 41 的情况下也能够扩大与其内壁的啮合部分,能够有效地推进。

[0142] 并且,如图 10(B) 所示,通过进行摇摆动作(Z 字形动作),可以在内径比胶囊 3 的外径大的管腔 41 部分稳定地有效地推进胶囊 3,并且借助 Z 字形动作,可以实质上扩大摄像范围,在更大范围内拍摄管腔 41 内壁。

[0143] 另外,如上所述在本实施方式中,如图 4(B) 所示,利用箭头 7c 表示操纵杆 9 的操作方向等,能够在所拍摄的图像中进行使胶囊 3 在哪个方向上行进的指示。并且,对应于该指示方向,磁场产生装置 4 产生使胶囊 3 在该方向上行进的旋转磁场。

[0144] 控制电路 27 进行计算此时的旋转磁场的产生方向的处理,通过磁场控制电路 5,旋转磁场产生装置 4 产生对应于指示方向的旋转磁场。

[0145] 以下,详细说明此时的旋转磁场的产生动作。

[0146] 此处,利用 $H_r(t)$ 、 $H_m(t)$ 等表示以下所示取决于输入的时间 t 的旋转 磁场强度、振动磁场强度等。

[0147] 旋转磁场强度 : $H_r(t) \rightarrow$ 利用 8c 来设定

[0148] 振动磁场强度 : $H_m(t) \rightarrow$ 利用 8d 来设定

[0149] 旋转磁场的频率 : $f_r(t) \rightarrow$ 利用 8b 来设定

[0150] 振动磁场的频率 : $f_m(t) \rightarrow$ 利用 8e 来设定

[0151] 采样周期 : $T_s \rightarrow$ 系统切换磁场强度、或读入操纵杆等的输入量的时间间隔

[0152] 当前的旋转相位 : $\beta(t)$

[0153] 当前的力偶相位 : $\alpha(t)$

[0154] 用于确定方向的变化量的参数 : C

[0155] $V_{y'}(t)$:时间 t 时的操纵杆 8a 的 y' 方向的输入量

[0156] $V_{z'}(t)$:时间 t 时的操纵杆 8a 的 z' 方向的输入量

[0157] 图 11 表示把胶囊 3 的中心轴方向设定为 x' 的坐标系(x' 、 y' 、 z')。在该坐标系(x' 、 y' 、 z')中,由于把胶囊 3 的中心轴方向设定为 x' ,所以使胶囊 3 沿该中心轴 x' 方向行进,并且在中心轴 x' 方向上施加振动磁场的状态下的磁场表述如下。

[0158] $H_{x'}(t+T_s) = H_m(t) \cos(\alpha(t) + 2\pi T_s f_m(t))$

[0159] $H_{y'}(t+T_s) = H_r(t) \cos(\beta(t) + 2\pi T_s f_r(t))$

[0160] $H_{z'}(t+T_s) = H_r(t) \sin(\beta(t) + 2\pi T_s f_r(t))$

[0161] $H_{y'}$ 、 $H_{z'}$ 是旋转磁场, $H_{x'}$ 相当于振动磁场。

[0162] 此处,三角函数中的当前相位表示如下,并在下面采用。

$$[0163] \quad \alpha(t+Ts) = \alpha(t) + 2\pi Ts f_m(t)$$

$$[0164] \quad \beta(t+Ts) = \beta(t) + 2\pi Ts f_r(t)$$

[0165] 图 12 是输入了胶囊 3 的方向指示时的胶囊 3 的新方向计算的说明图。

[0166] 在图 12 所示状态下,假定如箭头所示,针对(中心轴方向为 x' 的)胶囊 3 指示了变更其行进方向的胶囊指示方向(与 y' 轴成角 γ 的角度方向)。

[0167] 该情况下,使坐标系绕与胶囊指示方向垂直的旋转中心轴 p 旋转后的新的 x' 轴的方向成为旋转磁场的方向。

[0168] 该旋转计算可以按以下所述来实现。

[0169] (1) 以 x' 轴为中心的 $-\gamma$ 的旋转(图 12 中的箭头(1))

[0170] (2) 以 z' 轴为中心的 δ 的旋转(图 12 中的箭头(2))

[0171] (3) 以 x' 轴为中心的 γ 的旋转(图 12 中的箭头(3))

[0172] 其中, δ 表示操纵杆 9 的输入量 $V_{y'}$ (t)、 $V_{z'}$ (t),

$$[0173] \quad V(t) = ((V_{y'}(t))^2 + (V_{z'}(t))^2)^{1/2}$$

$$[0174] \quad \delta(t) = C \times V(t)$$

$$[0175] \quad \gamma = \sin^{-1}(V_{z'}(t)/V(t))$$

[0176] 由此,绕旋转中心轴 p 进行 $\delta(t)$ 旋转的变换矩阵,使用与操作(1)、(2)、(3)对应的旋转矩阵 $R_{\gamma}^{x'}$ 、 $R_{\delta(t)}^{z'}$ 、 $R_{-\gamma}^{x'}$,成为

$$[0177] \quad R_{\delta(t)}^p = R_{\gamma}^{x'} R_{\delta(t)}^{z'} R_{-\gamma}^{x'}$$

[0178] 其中,利用式 1 表示绕各个轴旋转的旋转矩阵。

[0179] 式 1

$$[0180] \quad R_{\gamma(t)}^{x'} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & -\sin \gamma \\ 0 & \sin \gamma & \cos \gamma \end{pmatrix}$$

$$[0181] \quad R_{\delta(t)}^{z'} = \begin{pmatrix} \cos \delta(t) & -\sin \delta(t) & 0 \\ \sin \delta(t) & \cos \delta(t) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$[0182] \quad R_{-\gamma(t)}^{x'} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & \sin \gamma \\ 0 & -\sin \gamma & \cos \gamma \end{pmatrix}$$

[0183] 由此,通过使用这些旋转矩阵,新施加的磁场成为利用下述式 2 所表示的磁场。

[0184] 式 2

$$[0185] \quad \begin{pmatrix} H_{x'}(t+Ts) \\ H_{y'}(t+Ts) \\ H_{z'}(t+Ts) \end{pmatrix} = R_{\gamma(t)}^{x'} R_{\delta(t)}^{z'} R_{-\gamma(t)}^{x'} \begin{pmatrix} H_{x'}(t+Ts) | v(t)=0 \\ H_{y'}(t+Ts) | v(t)=0 \\ H_{z'}(t+Ts) | v(t)=0 \end{pmatrix}$$

[0186] 其中, $Hx'(t+Ts)|_{v(t)=0}$ 、 $Hy'(t+Ts)|_{v(t)=0}$ 、 $H_z'(t+Ts)|_{v(t)=0}$ 分别是 $V(t)=0$ 时的 $t+Ts$ 处的 x' 、 y' 、 z' 方向的磁场。

[0187] 另一方面, 由三轴亥姆霍兹线圈产生的磁场在时刻 t 时成为 $(H_x(t)H_y(t)H_z(t))$ 。

[0188] 并且, 当使用 $\psi(t)$ 、 $\theta(t)$ 表示胶囊 3 的方向时成为如图 13 所示的那样。当磁场侧也从 x' 、 y' 、 z' 变换为该 x 、 y 、 z 坐标系时, 在时刻 $t+Ts$ 时变为式 3。

[0189] 式 3

[0190]

$$\begin{pmatrix} H_x(t+Ts) \\ H_y(t+Ts) \\ H_z(t+Ts) \end{pmatrix} = R_{\psi(t)}^x R_{\theta(t)}^y \begin{pmatrix} H_{x'}(t+Ts) \\ H_{y'}(t+Ts) \\ H_{z'}(t+Ts) \end{pmatrix}$$

[0191]

$$\begin{pmatrix} H_x(t+Ts) \\ H_y(t+Ts) \\ H_z(t+Ts) \end{pmatrix} = R_{\psi(t)}^x R_{\theta(t)}^y R_{\psi(t)}^{x'} R_{\theta(t)}^{y'} R_{\psi(t)}^{x''} R_{\theta(t)}^{y''} \begin{pmatrix} H_{x'}(t+Ts) \\ H_{y'}(t+Ts) \\ H_{z'}(t+Ts) \end{pmatrix}$$

[0192] 其中, 式 3 中的 $R_{\psi(t)}^z$ 、 $R_{\theta(t)}^y$ 表示与绕图 13 的 z 轴的角度 $\psi(t)$ 、绕 y 轴的角度 $\theta(t)$ 的旋转操作对应的旋转矩阵。

[0193] 通过重复这些计算, 可以算出从外部产生的磁场。

[0194] 一般, 线圈产生的磁场可以表述为:

[0195] $H = I \cdot N$

[0196] H : 磁场、 N : 系数、 I : 电流

[0197] 所以控制电流 I , 即 $I = H/N$ 即可。

[0198] 当把三轴亥姆霍兹线圈的系数 N 分别设为 N_x 、 N_y 、 N_z 时, 流过线圈的电流 $I_x(t)$ 、 $I_y(t)$ 、 $I_z(t)$ 可利用式 4 表示。

[0199] 式 4

$$\begin{pmatrix} I_x(t) \\ I_y(t) \\ I_z(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} H_x(t)/N_x \\ H_y(t)/N_y \\ H_z(t)/N_z \end{pmatrix}$$

[0201] 关于胶囊的方向信息,

[0202] (1) 在具有位置方向检测单元的情况下, 根据位置检测单元的检测结果, 使用 $\theta(t)$ 、 $\psi(t)$ 。作为此时的位置方向检测单元 (传感器), 可以使用 NDI 公司制的 AURORA 等。

[0203] (2) 在没有位置检测时, 输入 $\theta(0)$ 、 $\psi(0)$ (初始值) 来进行。

[0204] 在求此后的胶囊 3 的方向 $X(t)$ 、 $Y(t)$ 、 $Z(t)$ 时, 把式 5 规定为胶囊 3 的方向即可。

[0205] 式 5

[0206]

$$\begin{pmatrix} X(t+Ts) \\ Y(t+Ts) \\ Z(t+Ts) \end{pmatrix} = R_{x(t)}^z R_{y(t)}^y R_{z(t)}^x R_{x(t)}^z R_{y(t)}^y R_{z(t)}^x \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

[0207] 并且,图3所示的胶囊(医疗装置3)在成为该医疗装置主体的中心部配置有磁体16。图14表示胶囊3的内部配置图。

[0208] 在观察窗端部配置着安装于(物镜框51上)的物镜13、照明元件15、摄像元件14。另外,配置有信号处理电路20(在此处内置有存储器21)、无线电路22,在其后面配置有磁体16。在隔着磁体16的观察窗侧的相反侧配置有电池24和开关电路71。利用作为布线单元的挠性基板56对各个单元进行布线,构成实现前面说明的运动的胶囊型医疗装置3。通过这样配置,可以把磁体16配置在胶囊型医疗装置3主体的中心部分上。并且,在该配置中,磁体16的位置接近胶囊型医疗装置3的重心位置。

[0209] 由此,通过从外部施加磁场而产生的胶囊型医疗装置3主体的旋转驱动力等,在胶囊型医疗装置3主体的重心附近产生。

[0210] 因此,可以对胶囊型医疗装置3进行稳定的控制。

[0211] 但是,在以下情况下,有时,不在胶囊型医疗装置的中心附近配置磁体16更能提高控制性。

[0212] 图15是相对于图14改变磁体16、电池24、开关电路71的配置,把磁体16配置在观察窗侧的相反侧的端部的变形例的胶囊3'。

[0213] 在这种结构中,在大肠等较宽的管腔内部引导时比较有利。

[0214] 在进行图18(B)所示的动的情况下,当如图3或图14所示,把磁体16配置在胶囊3的中心附近时,在施加振动磁场时,胶囊3的主体按图6(A)、图6(B)所示振动。

[0215] 与此相对,在按图15所示配置磁体16的情况下,在施加振动磁场时,按图17所示进行振动,使得胶囊主体的观察窗侧端部的振幅变大。由于可以这样来进行动作,所以即使在更大的管腔内也能够确保(增大)管腔内壁和胶囊3'的啮合部分。

[0216] 因此,具有即使在更大的管腔内也能够引导胶囊3'的效果。

[0217] 并且,在图16中,使磁体16形成中空结构,并被插通固定在物镜框51上。通过形成这种结构,可以把磁体16配置在胶囊3"的观察窗侧的端部附近。

[0218] 与图3、图14中的胶囊3进行比较来说明引导(改变方向的动作)图16的胶囊3"时的运动的差异。

[0219] 如图18(A)所示,在图3或图14的胶囊3中,以该胶囊3的中心附近(磁体16的位置)为中心进行改变方向的动作。在管腔的路线急剧弯曲的情况下,存在难以沿着管腔确保旋转半径的情况,该情况下有时引导性降低。

[0220] 与此相对,在图16的胶囊3"中进行以下动作。

[0221] 即,如图18(B)所示,胶囊3"以胶囊3"的观察窗附近为中心来改变方向,所以容易确保旋转半径。

[0222] 因此,具有能够提高胶囊3"的引导性的效果。

[0223] 根据以上说明的本实施方式,即使在胶囊3等要通过的管腔大于胶囊3等的外径的情况下、或者在比较狭窄,或弯曲的情况下,都能够使胶囊3等顺畅通过,能够在短时间

内把胶囊 3 等引导到目标部位侧。

[0224] 并且,与以往例相比,能够使胶囊 3 等在管腔内快速移动,所以能够在短时间内把胶囊 3 等引导到目标部位侧。

[0225] (第 2 实施方式)

[0226] 下面,参照图 19 说明本发明的第 2 实施方式。图 19 表示本发明的第 2 实施方式的胶囊 3B。图 19(A) 表示胶囊 3B 的内部结构,图 19(B) 表示从后端侧观察到的寻呼机电机 (pager motor) 57 部分。

[0227] 在第 1 实施方式中,在胶囊 3 中内置磁体 16,通过与来自外部的旋转磁场一起施加与旋转磁场垂直的方向的振动磁场,作用力偶以使胶囊 3 被动地使胶囊 3 的中心轴 C 倾斜,但在本实施方式中,对胶囊 3B 作用倾斜力或振动力以使其主动地使胶囊 3B 的中心轴 C 倾斜。

[0228] 图 19 所示的胶囊 3B 与图 3(A) 的胶囊 3 相同,在胶囊状外装容器 11 的外周面上设置螺旋状突起 12。并且,外装容器 11 的前端侧设有由透明部件形成的观察窗 17。

[0229] 在与该观察窗 17 相对的内侧配置了安装有物镜 13 的圆筒状物镜框 51,在物镜 13 的成像位置上配置有安装了摄像元件 14 的摄像元件基板 52,在物镜框 51 的周围配置了照明元件 15。

[0230] 与摄像元件基板 52 相邻地配置进行信号处理和控制的控制基板 53、以及具有无线电路 22 等的功能的通信基板 54,在通信基板 54 上连接着天线 55。并且,照明元件 15、摄像元件基板 52 等通过挠性基板 56 而电连接。

[0231] 并且,在该胶囊 3B 的长度方向的中心轴 C 上,在其中心位置上配置磁体 16,使得与该中心轴 C 垂直的方向为其长度方向,并利用未图示的粘接剂等进行固定。

[0232] 并且,与该磁体 16 相邻地收纳着电池 24,并通过未图示的开关与挠性基板 56 连接。另外,在与该电池 24 相邻的胶囊 3B 的后端部附近的收纳部中,收纳着用于使该胶囊 3B 从中心轴 C 的方向偏心或摇摆振动的寻呼机电机 57,并通过挠性基板 56 与控制基板 53 等连接。

[0233] 该寻呼机电机 57 例如由超声波电机 58 和设置在该超声波电机 58 上的锤部 59 构成。

[0234] 如图 19(B) 所示,在超声波电机 58 的旋转轴 58a 上安装着大致为圆锥或扇形状的锤部 59,锤部 59 随着超声波电机 58 的转子侧的旋转而旋转,形成重心位置根据该锤部 59 的位置而变化的重心位置变更机构,由此胶囊 3B 随着锤部 59 的旋转而进行摇摆运动(振动)。

[0235] 并且,胶囊 3B 与在第 1 实施方式中说明的相同,具有与体外的处理装置 6 进行通信的通信单元。

[0236] 在第 1 实施方式中,在进行了接通操作输入装置 8 的振动开关 8f 的操作时,处理装置 6 内的控制电路 27 控制磁场产生装置 4 而产生振动磁场,但在本实施方式中,控制电路 27 通过无线电路 25 把其指示信号发送到胶囊 3B 侧。

[0237] 并且,当胶囊 3B 接收了该指示信号并解读了该命令时,胶囊控制电路 23(参照图 2,在图 19 中为控制基板 53) 使寻呼机电机 57 动作。并且,在进行断开振动开关 8f 的操作时,胶囊 3B 使寻呼机电机 57 的动作停止。另外,关于旋转磁场,进行与第 1 实施方式相同

的作用。

[0238] 说明这样构成的本实施方式的动作。

[0239] 在本实施方式中,使胶囊 3B 旋转时的操作与第 1 实施方式相同。并且,例如需要在弯曲的管腔脏器内更加顺畅地推进时,按下如图 2 所示设置在操作输入装置 8 上的振动开关 8f。这样,振动开启的信息通过控制电路 27 传递给无线电路 25。

[0240] 振动开启的信息通过无线通信被传递给胶囊 3B。胶囊 3B 的胶囊控制电路 23 接收该信号,启动寻呼机电机 57 的旋转。

[0241] 由此,胶囊 3B 借助模拟的力偶(即,与形成力偶的一方的力相当的力),主动地产生使胶囊 3B 的中心轴 C 倾斜或摇动的力(模拟力偶),可以使胶囊 3B 进行振动或摇摆的动作。施加旋转磁场并获得推进力的方法与第 1 实施方式相同。

[0242] 另外,如果通过无线通信来设定指示寻呼机电机 57 的转速的信号,则可以改变振动的频率。

[0243] 根据本实施方式,即使不从外部施加振动磁场,也可以通过简单的操作使胶囊 3B 进行振动或摇摆的动作。

[0244] 并且,即使在不对胶囊 3B 施加旋转磁场的状态下,也可以利用设置在胶囊 3B 上的螺旋状突起 43B,借助体内的管腔脏器的蠕动运动而使胶囊 3B 旋转着推进,因此即使在不使用产生旋转磁场的磁场产生装置 4 的小规模系统结构的情况下,根据本实施方式也可以使胶囊 3B 振动,能够使胶囊 3B 顺畅地通过弯曲的部位等。

[0245] (第 3 实施方式)

[0246] 下面,参照图 20 ~ 图 21(B) 说明本发明的第 3 实施方式。图 20 表示本发明的第 3 实施方式的胶囊 3C,图 21(A) 表示电磁螺线管装置部分,图 21(B) 表示在单侧端部设置有挠性管的胶囊型内窥镜。

[0247] 图 20 所示的胶囊 3C 内置有使锤部 66 电磁地移动的电磁螺线管装置 64,以此代替图 19(A) 的胶囊 3B 中的寻呼机电机 57。

[0248] 如图 20 所示,在与电池 24 相邻的胶囊 3C 的后端部附近的收纳部中收纳有电磁螺线管装置 64,其由磁屏蔽框体 62 和驱动电磁螺线管 61 的振荡器 63 构成,磁屏蔽框体 62 内置有可使该胶囊 3C 在与中心轴 C 的方向垂直的方向上磁化的电磁螺线管 61 等,并覆盖该电磁螺线管 61 使得不受来自外部的磁场的影响。

[0249] 并且,与在图 19 中说明的相同,当通过外部的操作输入装置 8 的振动开关 8f 的操作而产生的振动开启/关闭信号被发送给胶囊 3C 时,控制基板 53 的胶囊控制电路 23 接收该信号,将开启/关闭信号解调后发送给振荡器 63,使振荡器 63 振荡。该振荡器 63 产生从直流到约数十 Hz 的频率范围的用于驱动电磁螺线管 61 的电流。

[0250] 另外,振荡器 63 的振荡频率的驱动条件可以预先设置,也可以构成为除了开启/关闭信号以外还可以输入频率信号,可以从外部进行控制。

[0251] 当把上述振荡器 63 的输出信号作为驱动信号而向电磁螺线管 61 通电时,电磁螺线管 61 磁化(产生磁场)。

[0252] 并且,根据电磁螺线管 61 的磁化方向,能够使被导向部件 65 可移动地保持的例如由磁体构成的锤部 66,抵抗向导向部件 65 的一端(在图 20 和图 21(A) 中为上方)施加的弹簧 67 的弹力,在导向部件 65 的轴向上往复移动。伴随该锤部 66 的往复移动,胶囊 3C 在

导向部件 65 的轴向上振动。

[0253] 图 21 (A) 放大表示出电磁螺线管装置 64 部分的更具体的结构。电磁螺线管 61 和与该电磁螺线管 61 平行配置的导向部件 65 分别通过压靠部件 68a、68b 被连接固定着。

[0254] 在导向部件 65 上安装着锤部 66, 使其可以在该导向部件 65 的轴向上自由移动, 该锤部 66 设有通过导向部件 65 的孔, 并且利用配置在锤部 66 的下方侧的线圈状弹簧 67 向上方对锤部 66 施力。

[0255] 另外, 在压靠部件 68b 侧设有挡块 69, 利用该挡块 69 限制锤部 66 从规定位置再向下方移动。

[0256] 并且, 在本实施方式中, 压靠部件 68a 由非磁性体形成, 压靠部件 68b 由磁性体形成。另外, 电磁螺线管 61 由胶囊 3C 内的胶囊控制电路控制。

[0257] 并且, 电磁螺线管 61 的动作控制可以通过体外的处理装置 6 的操作输入装置 9 来进行。

[0258] 与图 19 的情况相同, 来自操作输入装置 8 的基于操作输入的信号通过无线电路 25 传递给胶囊 3C, 并传递给胶囊控制电路 23。根据该信号, 胶囊控制电路 23 控制电磁螺线管 61。

[0259] 当利用交流驱动信号对电磁螺线管 61 通电时, 其磁化方向变化, 从而使由磁体形成的锤部 66 在上下方向上往复移动。

[0260] 因此, 胶囊 3C 的重心偏移, 作用使胶囊 3C 绕长度方向的轴旋转 (或倾斜运动) 的力。

[0261] 由此, 在胶囊 3C 的推进困难等情况下, 可以提高通过性。

[0262] 另外, 也可以代替利用振荡器 63 的输出来交流地驱动电磁螺线管 61, 而反复进行通电的接通 / 断开。该情况下, 作为锤部 66 可以由磁体形成, 也可以由磁性体形成。即, 反复进行在接通时向下方移动、断开时借助弹簧 67 的弹力向上方移动 (复位) 的动作。

[0263] 即, 与利用振荡器 63 的输出进行驱动相同, 可以产生使胶囊 3 周期性地摇摆的力。此时的效果与寻呼机电机 57 的情况大致相同。

[0264] 并且, 在本实施方式中形成为利用电磁螺线管 61 使锤部 66 移动的结构, 例如, 也可以形成把超声波直线电机配置成与胶囊型医疗装置的插入轴方向垂直, 对超声波直线电机的驱动部施加附重的结构。

[0265] 并且, 在实施方式中叙述的全部是胶囊内窥镜, 但在任一实施方式中都不限于胶囊内窥镜, 例如如图 21 (B) 所示, 形成在胶囊内窥镜的单侧端部设置旋转滑动部, 并设置导管状的导向器的结构, 也可以获得相同效果。另外, 也可以形成在内窥镜的内部设置上述所示的任一振动单元来使内窥镜前端振动的结构。

[0266] (第 4 实施方式)

[0267] 图 22 ~ 图 30 涉及本发明的第 4 实施方式, 图 22 是表示具有本发明的第 4 实施方式的胶囊医疗装置引导系统的概要结构的整体结构图, 图 23 是更加详细地表示图 22 的结构框图, 图 24 是表示磁场产生装置的概要结构的概略结构图, 图 25 是表示胶囊型医疗装置的外观的侧视图, 图 26 是表示图 25 所示装置的内部结构的剖视图, 图 27 是表示水槽的侧视图, 其中将试样的胶囊插入到硅管内, 以施加旋转磁场来测量推进速度, 图 28 是表示端部设有螺旋状突起的测量用试样的图, 图 29 是表示推进速度的测量结果的图, 图 30 是表

示在弯曲的管路内推进时的作用的说明图。

[0268] 如图 22、图 23 和图 24 所示,胶囊型医疗装置引导系统(以下略称为胶囊引导系统)101 具有:胶囊形状的胶囊型医疗装置(以下简称为胶囊)103,插入到(图 1 所示)患者 102 的体腔内,用于检查体腔内部;胶囊控制装置(以下简称为控制装置)104,由个人计算机等构成,配置在该患者 102 的外部,与胶囊 103 进行电波收发,控制该胶囊 103 的动作,或接收从胶囊 103 发送的信息;磁场产生装置(在图 22 中示意性地示出)105,控制施加给胶囊 103 的旋转磁场的方向等,在想要推进的方向上引导胶囊 103;交流电源装置 106,供给用于使该磁场产生装置 105 产生旋转的磁场(更广义地讲为电磁场)的交流电源。

[0269] 如图 23 所示,磁场产生装置 105 例如由 3 个电磁铁 105a、105b、105c 形成,通过控制从交流电源装置 106 供给的交流电源,可以在三轴方向上产生旋转磁场。另外,在图 24 中,利用在三轴方向上形成的(中空立方体形状的)三轴亥姆霍兹线圈示意地示出磁场产生装置 105。

[0270] 如图 23 所示,在患者 102 的周围配置产生旋转磁场的磁场产生装置 105,从控制装置 104 侧对交流电源装置 106 进行控制,对于配置在插入到患者 102 的体腔管路内的胶囊 103 内部、对磁场产生响应而作用力的(作为磁场响应部的)磁体 108,在使胶囊 103 推进的方向上施加旋转磁场,由此可以顺畅地且有效地推进(引导)胶囊 103。

[0271] 通过操作连接到控制装置 4 上的操作输入装置 9 来控制该磁场产生装置 105 产生的旋转磁场的方向。

[0272] 如图 22 所示,控制装置 104 具有:个人计算机主体 111,具有控制胶囊 103 和磁场产生装置 105(的交流电源 107)的功能;键盘 112,连接到该个人计算机主体 111 上,进行命令、数据等的输入;监视器 113,连接到个人计算机主体 111 上,作为显示图像等的显示单元;体外天线 114,连接到个人计算机主体 111 上,发送用于控制胶囊 103 的控制信号和接收来自胶囊 103 的信号;操作输入装置 109,连接到个人计算机主体 111 上,对旋转磁场的方向等进行输入操作。

[0273] 所述控制装置 104 如图 23 所示,内置有 CPU 115,CPU 115 根据来自键盘 112 和操作输入装置 109 的输入或存储在个人计算机主体 111 内的硬盘 116(参照图 23)等中的控制程序,生成用于控制胶囊 103 和磁场产生装置 105 的控制信号。

[0274] 用于控制磁场产生装置 105 的控制信号从个人计算机主体 111 通过连接电缆传递给交流电源装置 106。然后,根据该控制信号产生旋转磁场。胶囊 103 构成为,借助该旋转磁场,通过由磁场产生装置 105 产生的旋转磁场对内部的磁体 108 进行磁作用,使胶囊 103 旋转,由此利用后述的推力产生结构部来获得用于推进的动力。

[0275] 另一方面,控制胶囊 103 的控制信号经过个人计算机主体 111 内的振荡电路,利用预定频率的载波进行调制,作为电波从体外天线 114 发射出去。

[0276] 并且,胶囊 103 利用后述的天线 127 接收电波,解调出控制信号并输出给各个构成电路等。

[0277] 并且,控制装置 104 利用体外天线 114 接收从胶囊 103 的无线天线 127 发送的视频信号等的信息(数据)信号,并显示在监视器 113 上。

[0278] 如图 23 所示,在胶囊 103 内,除形成光学像的物镜光学系统 121、配置在其成像位置上的摄像元件 122、配置在物镜光学系统 121 周围的照明元件 123、磁体 108 外,还收纳

着:信号处理电路 124,对由摄像元件 122 拍摄的信号进行信号处理;存储器 125,临时存储由信号处理电路 124 生成的数字视频信号;无线电路 126,利用高频信号来调制从存储器 125 读出的视频信号,从而转换为无线发送的信号,或者对从控制装置 104 发送的控制信号进行解调;天线 127,与体外天线 114 进行电波的收发;胶囊控制电路 128,控制胶囊 103,如信号处理电路 124 等;电池 129,向信号处理电路 124 等胶囊 103 内部的电气系统供给工作用的电源。

[0279] 并且,构成与该胶囊 103 进行无线通信的控制装置 104 的个人计算机主体 111 具有:无线电路 131,连接到体外天线 114 上,与(胶囊 103 侧的)无线电路 126 进行无线通信;数据处理电路 132,连接到无线电路 131 上,对从胶囊 103 发送的图像数据进行图像显示等的数据处理等;作为控制单元的 CPU 115,控制数据处理电路 132 和交流电源装置 106 等;存储程序和数据等的硬盘 116,在 CPU 115 上连接着进行设定旋转磁场的方向的操作的操作输入装置 109、和进行命令及数据输入的键盘 112。

[0280] 在数据处理电路 132 上连接着监视器 113,显示由摄像元件 122 拍摄、经过无线电路 126、131、由数据处理电路 132 进行了处理的图像等。并且,由于在胶囊 103 旋转的同时拍摄图像,所以该数据处理电路 132 进行把在监视器 113 上显示时的图像的方向校正为一定的方向的处理,并进行图像处理,以便能够显示手术医生容易观察的图像。

[0281] 图 25 表示胶囊 103 的外形,图 26 表示其内部结构。

[0282] 如这些图 25、图 26 所示,胶囊 103 例如被半球状透明前端盖 139 和气密性地与该前端盖 139 连接的圆筒形状的主体外装部件 140 气密地覆盖着,形成内部密闭的大致圆筒状的胶囊主体 141。另外,该主体外装部件 140 的后端形成为大致半球状。如图 26 所示,该胶囊主体 141 形成为绕作为行进方向的长度方向的中心轴 C 回转的回转对称的外形。

[0283] 并且,在该回转对称的胶囊主体 141 的外表面上,设置把旋转运动转换为推进力的推力产生用螺旋状结构体。该螺旋状结构体设置有螺旋状突起部 143,其从胶囊主体 141 的圆筒状外周面(基面)141a 螺旋状地突出,并接触体腔内壁,把旋转运动转换为推进力。并且,在相邻的螺旋状突起部 143 之间形成可以前后连通体腔内的气体和体液等流体的螺旋槽。

[0284] 在该胶囊主体 141 内部收纳配置有上述的物镜 121、照明元件 123 等内藏物。

[0285] 具体讲,物镜 121 在被安装到圆筒状镜头框 144 上的状态下,被配置在胶囊主体 141 内的前端盖 139 内侧的中央部,在该物镜 121 的成像位置上配置有安装了摄像元件 122 的摄像元件基板 145,在镜头框 144 的周围配置有多个照明元件 123。

[0286] 与摄像元件基板 145 相邻地层叠配置进行信号处理和控制的控制基板 146、以及具有无线电路 126 等的功能的通信基板 147,在通信基板 147 上连接着天线 127。并且,照明元件 123、摄像元件基板 145 等通过挠性基板 148 电连接。

[0287] 并且,在该胶囊 103 的长度方向的中心轴 C 上,在其长度的大致中心位置上配置磁体 108,使得其长度方向成为与该中心轴 C 垂直的方向,并利用未图示的粘接剂等进行固定。

[0288] 并且,与该磁体 108 相邻地收纳着电池 129,并通过开关电路 149 与挠性基板 148 连接。

[0289] 所述磁体 108 被配置成在胶囊主体 141 的中心轴 C 上的中心位置上、在相对于中

心轴 C 为直角的方向上具有磁化方向,从而对于该胶囊 103,由磁场产生装置 5 产生的旋转磁场作用于磁体 108,借助该磁体 108 受到的旋转力,使胶囊 103 旋转。

[0290] 另外,此处使用的磁体(磁铁)108 是钕磁铁、钕钴磁铁、铁氧体磁铁、铁铬钴磁铁、铂磁铁、铝镍钴 (AlNiCo) 磁铁等的永久磁铁。

[0291] 钕磁铁、钕钴磁铁等稀土类磁铁磁力强,具有可以使内置于胶囊中的磁铁变小的优点。另一方面,铁氧体磁铁具有价格便宜的优点。另外,铂磁铁抗腐蚀性良好。

[0292] 并且,在本实施方式中,如图 25 所示,形成于胶囊主体 141 的外表 面上的螺旋状突起部 143,其前端侧经过圆筒外周面延伸到缩径为半球形状的一侧,其端部 143a 形成在缩径为半球形状的中途部分上,具体讲形成于未进入物镜 121 的视野角内的位置上。并且,该螺旋状突起部 143 的后端 143b 延伸到缩径为半球状的边界附近。另外,在图 25 的示例中,螺旋状突起部 143 在一个螺旋状突起部 143 的中间位置上还设置有螺旋状突起部 143,而形成双重(两条)突起部。

[0293] 这样,在本实施方式中,在胶囊 103 的外表面上设置螺旋状突起部 143,并且其一个端部 143a 形成至到达缩径部的端部附近的位置。即,特征在于在胶囊主体 141 的圆筒外周面部分上也形成该螺旋状突起部 143,而且一个端部 143a 形成成为延伸到相比圆筒的半径已缩径的例如球面状部分,到达未进入视野角内的边界位置。

[0294] 这样,通过把螺旋状突起部 143 设置成到达胶囊主体 141 的端部附近,如以下说明的那样,可以提高推进功能。

[0295] 图 27 表示采用这种把螺旋状突起部 143 设置成达到胶囊主体 141 的端部附近的结构来测量推进速度用的水槽。(具有本实施例的胶囊 103 的外形结构的)试样(设为第 1 试样)在插入到模拟管腔脏器的硅管内的状态下,插入到该水槽内,在从上方加入水对管施加水压的状态下(例如水位为 20cm),从外部施加旋转磁场,例如使试样移动 2cm,测量其推进速度。

[0296] 并且,对于使第 1 试样中的螺旋状突起只形成于圆筒面部分上的比较用试样(设为第 2 试样),也以相同条件测量了推进速度。图 28 表示第 1 试样的外形。另外,第 2 试样是在图 28 所示的第 1 试样中,仅在圆筒部分上设置了螺旋状突起。

[0297] 图 29(A)、图 29(B) 表示使用这些试样得到的测量结果。图 29(A)、图 29(B) 所示的测量结果是进行 10 次后标绘其平均值得到的。并且,在旋转磁场的频率为 0.5Hz、1Hz、5Hz 的条件下进行。

[0298] 并且,假定推进速度与频率成比例,利用最小二乘法描绘出近似于直线的线。

[0299] 图 29(A) 和图 29(B) 改变频率、速度的刻度来表示相同的实验 结果。另外用圆圈表示的数据是利用前端没有设置螺旋状突起的试样(在图 29 中为了简化而简称为没有前端)得到的数据,用三角形表示的数据是利用前端也设有螺旋状突起的试样得到的数据。并且,在图 29(A) 中表示到 5Hz 为止的频率、速度的情况,图 29(B) 放大表示到 1Hz 为止的测量结果。

[0300] 根据这些测量数据,可以说螺旋状突起一直设置到端部的情况与端部附近不设置螺旋状突起的情况相比,推进速度大,大约为后者的 1.4 倍。这可以说是端部的螺旋状突起有助于产生推进力。

[0301] 另外,参照图 30(A)、图 30(B) 说明本实施方式的胶囊 103 的其他特征性作用。

[0302] 如图 30(A)、图 30(B) 所示,例如假定在弯曲的管腔脏器 155 内,需要在其弯曲的方向上推进时,如图 30(B) 所示,如果是只在圆筒部分上设置螺旋状突起部的胶囊 103', 则即使旋转,螺旋状突起部也不易与管腔脏器的内壁面的皱褶等的凹凸部啮合,很难顺畅地推进。

[0303] 在这种状态下,在本实施方式中,如图 30(A) 所示,因为螺旋状突起部 143 一直形成到缩径后的端部附近,所以在旋转时,借助一直形成到其端部附近的螺旋状突起部 143 而与管腔脏器的内壁面的凹凸部啮合,能够更加顺畅地推进胶囊 103。

[0304] 这样,在本实施方式中,其特征在于,在缩径的端部附近也设置螺旋状结构体,具体讲设置螺旋状突起 143,通过对该胶囊 3 进行旋转驱动,可以提高推进力,可以在短时间内到达目标部位侧,并且在弯曲的管路的情况下,也可以借助形成于端部附近的螺旋状突起 143,沿着弯曲的管路更加顺畅地推进。

[0305] 接着,在下面说明设有螺旋状突起部 143 的胶囊引导系统 101 的动作。

[0306] 如图 22 所示,在需要观察患者 102 的例如十二指肠 151 侧或小肠侧等的体腔管路内部时,操作者让患者 102 从口腔 152 吞入胶囊 103。

[0307] 另外,此时,操作者在即将让患者 102 吞入之前,预先接通胶囊 103 的开关电路 149,电池 129 的电力被传递给照明元件 123 等。与此同时,操作者起动(接通)磁场产生装置 105,利用由该磁场产生装置 105 产生的旋转磁场,进行磁性控制使得胶囊 103 容易在体腔管路内到达目标部位侧。

[0308] 如上所述,对于胶囊 103,在磁体 108 对由磁场产生装置 105 产生的旋转磁场产生作用时,借助该磁体 108 受到的作用,胶囊主体 141 旋转。并且,在胶囊主体 141 接触体腔内壁时,该体腔内壁的粘膜与螺旋状突起部 143 之间的摩擦力被转换为大的推进力,从而胶囊 103 进退移动。并且,胶囊 103 随着旋转磁场的旋转,在胶囊主体 141 旋转的同时变更行进方向(朝向),使得磁体 108 的旋转平面与旋转磁场的旋转平面一致。

[0309] 此时,对于胶囊 103,可以在管腔、管路内朝向目标部位侧顺畅地推进胶囊主体 141。

[0310] 胶囊 103 被患者 102 吞入,由此从口腔 152 通过食道 153 到达胃 154 内部。

[0311] 并且,在需要观察胃 154 内部时,操作者从控制装置 104 的例如键盘 112 进行与观察开始命令对应的键输入。从而,通过该键输入形成的控制信号经过控制装置 104 的体外天线 114、利用电波发射出去,发送到胶囊 103 侧。

[0312] 胶囊 103 根据由天线 127 接收的信号,检测出工作开始信号,照明元件 123、摄像元件 122、信号处理电路 124 等成为驱动状态。

[0313] 照明元件 123 向物镜 121 的视野方向射出照明光,被照明部分的视野范围的光学像成像于配置在物镜 121 的成像位置上的摄像元件 122 上,并进行光电转换,通过信号处理电路 124 进行 A/D 转换,进行数字信号处理后,进行压缩处理,存储在存储器 125 中,然后通过无线电路 126 进行调制,从天线 127 利用电波发射出去。

[0314] 该电波由控制装置 104 的体外天线 114 接收,并在个人计算机主体 111 内的无线电路 131 中解调,再进行 A/D 转换,通过数据处理电路 132 转换为数字的视频信号,存储到数据处理电路 132 的存储器或硬盘 116 中,并且以预定的速度读出,在监视器 113 上对摄像元件 122 拍摄的光学图像进行彩色显示。

[0315] 操作者通过观察该图像,可以观察患者 102 的胃 154 内部等。在观察该观察图像的同时使用操作输入装置 109 的操纵杆等操作单元,可以容易地控制外部磁力的施加方式,以便能够观察胃 154 内的全部区域。

[0316] 另外,在胃 154 内部的观察结束后,可以控制由磁场产生装置 105 产生的旋转磁场的方向,由此对胶囊 103 进行磁性引导使其从胃 154 向十二指肠 151 侧移动。并且,在十二指肠 151 中也可以通过控制旋转磁场的方向使胶囊 103 沿着其管腔的方向行进,从而顺畅地推进胶囊 103。

[0317] 并且,在像小肠那样弯曲的管路内行进时,如在图 30(A) 中说明的那样,因为螺旋状突起 143 一直形成到胶囊主体 141 的球面状端部附近,所以能够使胶囊 103 在弯曲的管路内顺畅行进。

[0318] 这样,根据本实施方式,可以顺畅地推进胶囊 103,所以能够缩短检查所需的时间,而且可以减轻手术医生和患者的负担和疲劳等。

[0319] 并且,本实施方式的胶囊 103 不进行无用的移动,磁场引导效率相应地变好,具有能够使胶囊主体 141 内的磁体 108 和体外的电磁铁 105a ~ 105c 小型化的效果。

[0320] (第 5 实施方式)

[0321] 下面,参照图 31 说明本发明的第 5 实施方式。图 31 表示本发明的第 5 实施方式的胶囊 103B。在第 4 实施方式中的胶囊 103 中,使螺旋状突起部 143 的后端 143b 处于到达胶囊主体 103 的后端的前方位置,但该胶囊 103B 则使螺旋状突起部 143 的后端 143b 向更后方侧延伸并形成于胶囊主体 141 的端部附近。

[0322] 其他结构和第 4 实施方式中的胶囊 103 相同。

[0323] 作为本实施方式的作用和效果,在向后方侧移动的情况下,也能够高效地移动,并且在向弯曲的后方侧移动的情况下,也能够顺畅地移动。

[0324] 图 32 表示第 1 变形例的胶囊 103C。相对于图 31 所示胶囊 103B 的外形大致为半球形状,该胶囊 103C 的外径从前端到后端平滑变化从而形成卷叶形状。

[0325] 因为该胶囊 103C 的外径从前端到后端平滑变化,所以具有插入性良好的作用和效果。

[0326] 图 33 表示第 2 变形例的胶囊 103D。在图 33 所示的胶囊 103D 中,其胶囊主体 141 的外形为:形成中央部的圆筒部的两端缩径为锥状(圆锥形状)的锥部 161。并且,前端侧和后端侧形成为像切断般的平面状。

[0327] 因为前端盖侧和后端部侧缩径为锥状,所以插入性良好。并且,由于形成为像切断般的形状,所以能够实现小型化。

[0328] 图 34 表示第 3 变形例的胶囊 103E。图 34 所示的胶囊 103E 是在图 33 中的胶囊 103D 中,不是使前端部和后端部形成为平面状,而是圆滑成大致球面状。

[0329] 即,在该胶囊 103E 中,胶囊主体 141 的外形为:形成中央部的圆筒部两端缩径为锥状(圆锥形状)的锥部 161。并且,前端侧和后端侧的端部大致为球面状。

[0330] 本变形例使前端盖侧和后端部侧缩径为锥状,所以插入性良好。

[0331] 图 35 表示第 4 变形例的胶囊 103F。在图 35 所示的胶囊 103F 中,对于形成于胶囊主体 141 的外表面上的螺旋状突起 143,例如在中央部的外径最大的部分上的螺旋状地形成突起 143 的间距 b、和形成于外径比其小的前端侧和后端侧部分上的突起 143 的间距 a

和 c 为相等间距,即设定成 $a = b = c$ 。

[0332] 这样,通过使形成于胶囊 103F 的外表面上的螺旋状突起 143 的间距固定,在胶囊 103F 旋转而与管腔脏器的内壁面的凹凸啮合、从而被推动的情况下,因为可以认为管腔脏器的内壁面的凹凸大致固定,所以能够有效地推进胶囊 103。

[0333] 并且,由于间距固定,所以在加工时使送进量相对于车床的旋转为固定,从而可使加工容易,而且能够以低成本制造。并且,直径较小的部分旋转一周的送进量和直径较大的部分旋转一周的送进量相同,所以胶囊 103F 整体可有效地产生推力。

[0334] 另外,还可以形成以下所述的第 5 变形例。

[0335] 前述的各个胶囊 103B 等是在后部没有线或管的无索型,但也可以形成为在该胶囊 103B 等的后端部(前端盖 39 的相反侧)安装可自由旋转的可挠性管的有索型胶囊型医疗装置。

[0336] 该情况下,通过使螺旋状结构体的推进和管的推拉相结合,具有可以使胶囊型医疗装置更有效地推进或后退的效果。

[0337] (第 6 实施方式)

[0338] 下面,参照图 36(A)、图 36(B) 说明本发明的第 6 实施方式。图 36(A) 表示本实施方式的胶囊 103G,图 36(B) 表示通过该胶囊 103G 得到的获取图像示例。

[0339] 图 36(A) 所示的胶囊 103G 形成为例如在图 31 的胶囊 103B 中,在螺旋状突起 143 内沿着其长度方向设有中空部 162 的中空结构,在其前端侧的端部 143a 形成开口的开口端 162a,并且使该端部 143a 一直延伸到成为视野角内侧的位置,可以如图 36(B) 所示那样(根据获取图像)观察该端部 143a。

[0340] 并且,在该胶囊 103G 中,在胶囊主体 141 的内部设置中空部,并形成可以储藏药剂 163 的收纳部 164,在连接该收纳部 164 和螺旋状突起 143 的中空部 162 的管 165 之间,设置进行送出驱动(放出驱动)或吸入驱动的微型泵 166,把储藏在收纳部 164 中的药剂 163 经过螺旋状突起 143 的中空部 162 从前端的开口端 162a 放出,从而可以对患部等进行投放药剂的治疗处理。

[0341] 并且,上述微型泵 166 可以逆向旋转,由此从开口端 162a 吸入体液等体内物质并收纳在收纳部 164 中。例如,首先从开口端 162a 向患部等放出储藏在收纳部 164 中的药剂 163,然后使微型泵 165 逆向旋转,从而把体液等体内物质收纳在收纳部 164 中,把胶囊 103G 从体内排出后,可以从胶囊 103G 取出收纳部 164 的体内物质,进行详细检查。

[0342] 根据本实施方式,可以把作为螺旋状结构体的螺旋状突起 143 用于放出药剂 163,所以能够把螺旋状结构体用于推进和药剂 163 的放出,能够实现小型的、具有进行体腔内的摄像的功能和用于治疗的药剂放出功能的胶囊 103G。

[0343] 并且,也可以实现还具有收集体腔内的体液和其他体腔内物质的功能的胶囊 103G。

[0344] 并且,通过使螺旋状突起 143 的端部 143a 一直延伸到成为视野角内侧的位置,可以进一步提高推进力,并且在从设于端部 143a 的开口端 162a 放出药剂 163,或者吸入体内物质的情况下,可以根据获取图像来确认该动作。

[0345] 另外,也可以把图 36 的胶囊 103G 只用于药剂 163 的放出,或只用于体内物质的吸入收集。

[0346] 也可以在所述螺旋状突起 143 的中空部开口端 162a 设置压力传感器、pH 传感器、温度传感器、血液传感器等各种传感器,并沿着中空部 162 配置传感器的布线。关于传感器,可以对多个螺旋状突起 143 的每一个设置不同种类的传感器,也可以设置相同种类的传感器。该情况下,可以在放出药剂 163 或收集体液的同时,利用图像确认通过传感器测出的部位、位置,所以更加便利。

[0347] 图 37 表示变形例的胶囊 103H。该胶囊 103H 是在图 36 (A) 的胶囊 103G 中不设置胶囊 103 内部的收纳部 164,使设于胶囊 103H 内部的微型泵 166 通过管 165 连接到双重设置的两个螺旋状突起 143 的中空部 162。

[0348] 并且,当使微型泵 166 向例如顺时针方向旋转时,微型泵 166 进行在图 37 中从上侧向下侧吸入的动作,可以把体液等吸入图 37 中剖面所示的螺旋状突起 143 的中空部 162 中并储藏。

[0349] 并且,通过使微型泵 166 逆向旋转,可以把体液等吸入另一个螺旋状突起 143 的中空部 162 中并储藏。

[0350] 即,在本变形例中,可以在双重设置的螺旋状突起 143 的中空部 162 中,例如在不同部位分别吸入收集体液等的体内物质、需要检查的物质。本变形例具有和图 36 的胶囊 103H 大致相同的效果。

[0351] 另外,取代内置于胶囊 103 等中的作为电磁场响应部的磁体 108,也可以利用铁等强磁性体或磁性体形成。并且,也可以不施加磁场,而施加电场,在胶囊 103 等中内置带电体或电介质。

[0352] 另外,对上述各个实施方式等进行部分组合而构成的实施方式等也属于本发明。

[0353] 在本发明中,当然可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下,根据本发明在宽范围内构成不同的实施方式。本发明除了受附带的权利要求的限定以外,不受其特定实施方式的制约。

[0354] 产业上的可利用性

[0355] 如上所述,根据本发明的医疗装置、医疗装置引导系统、胶囊型医疗装置和胶囊型医疗装置引导系统,在体腔内引导插入到体腔内的医疗装置主体时,可以提高在体腔内的通过性能,并且通过使医疗装置旋转,可以在短时间内沿着管腔脏器内部引导到目标部位侧,在用于体腔内的观察和各种治疗处置等时非常有用。

[0356] 关联申请的交叉引用

[0357] 本申请是以 2003 年 8 月 11 日在日本提交的专利申请 2003-291771 号、以及 2003 年 8 月 6 日在日本提交的专利申请 2003-288273 号为优先权主张的基础的申请。上述的内容在本申请的说明书、权利要求书、附图中被引用。

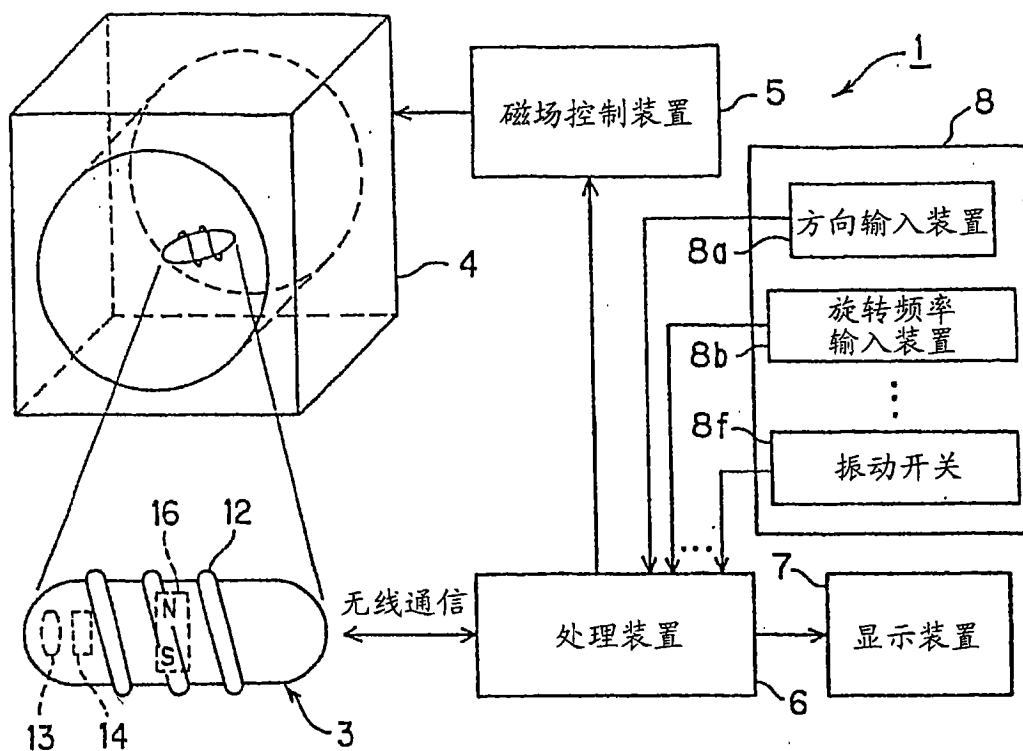


图 1

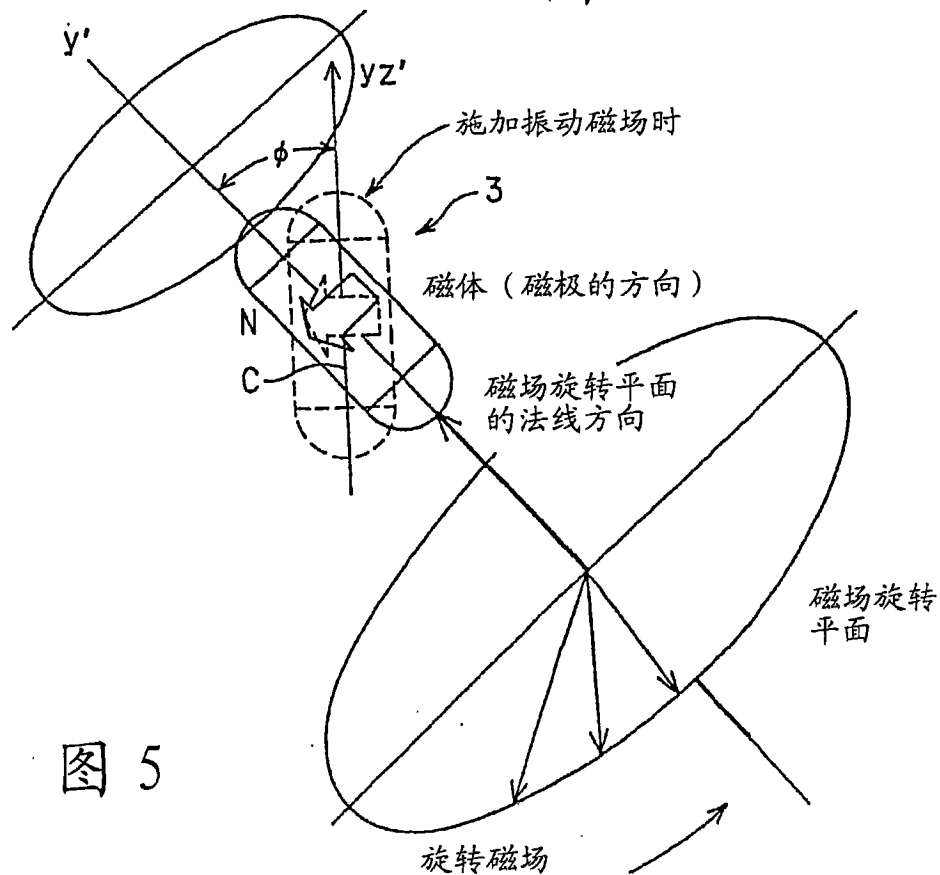


图 5

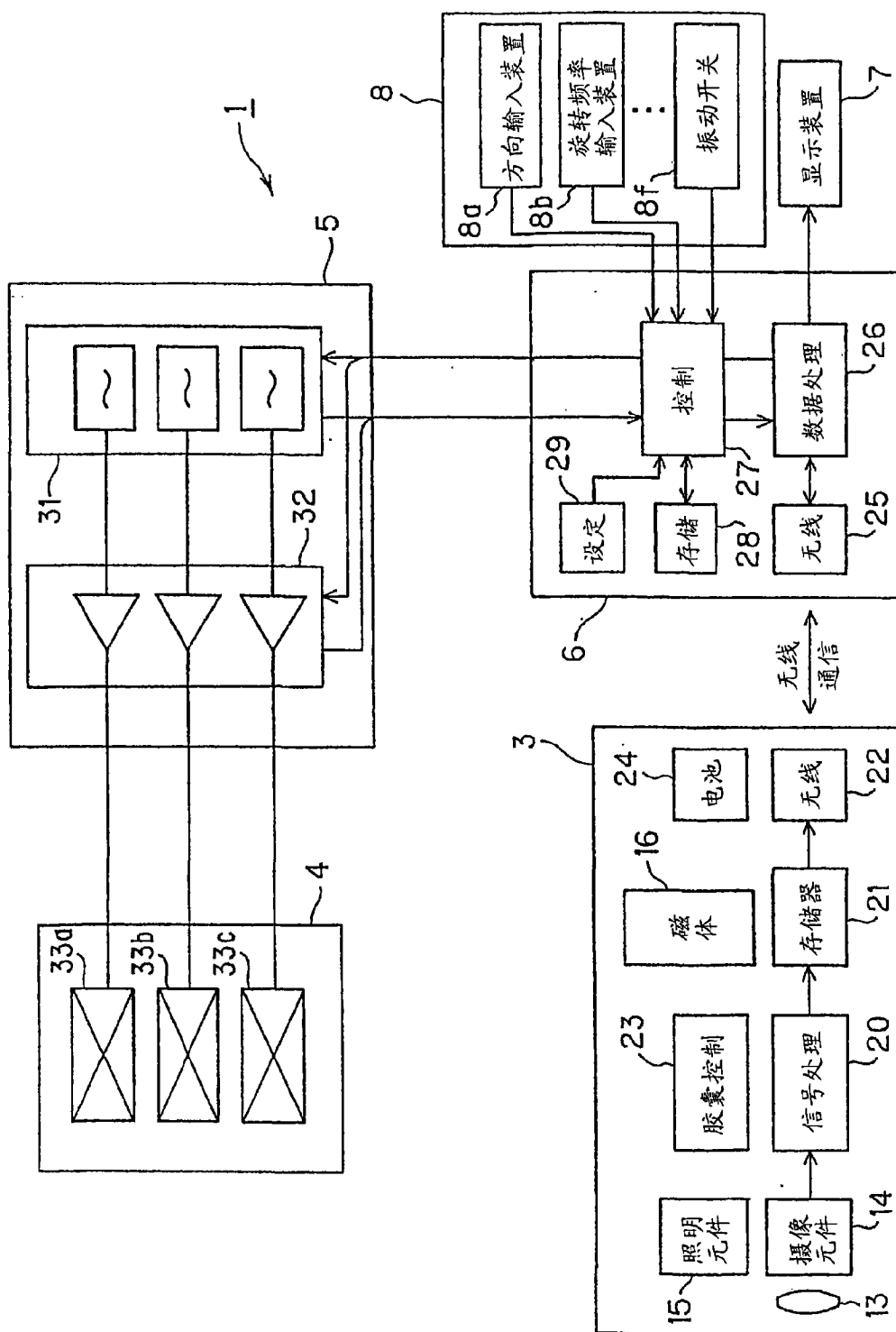


图 2

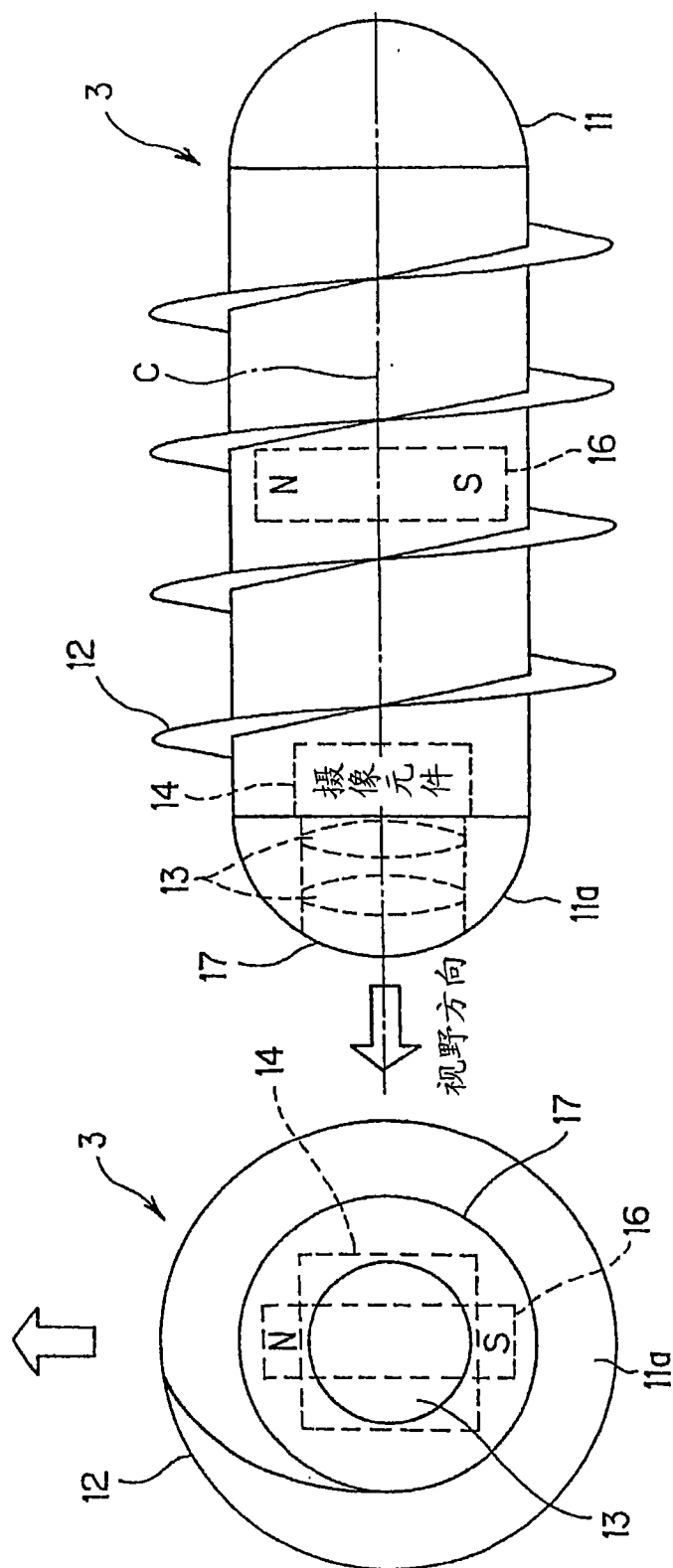


图 3 (A)

图 3 (B)

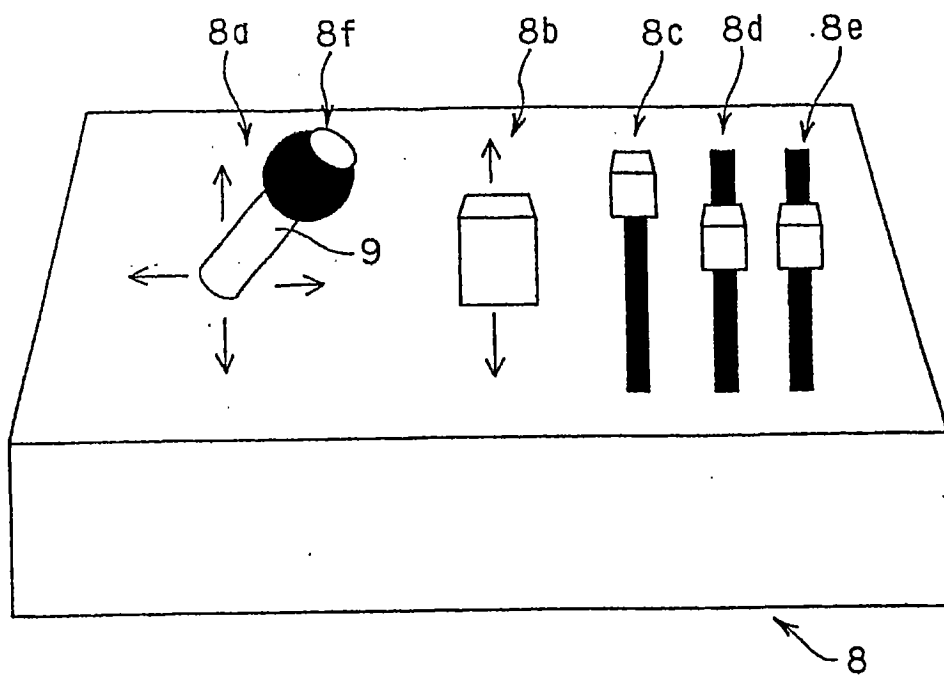


图 4(A)

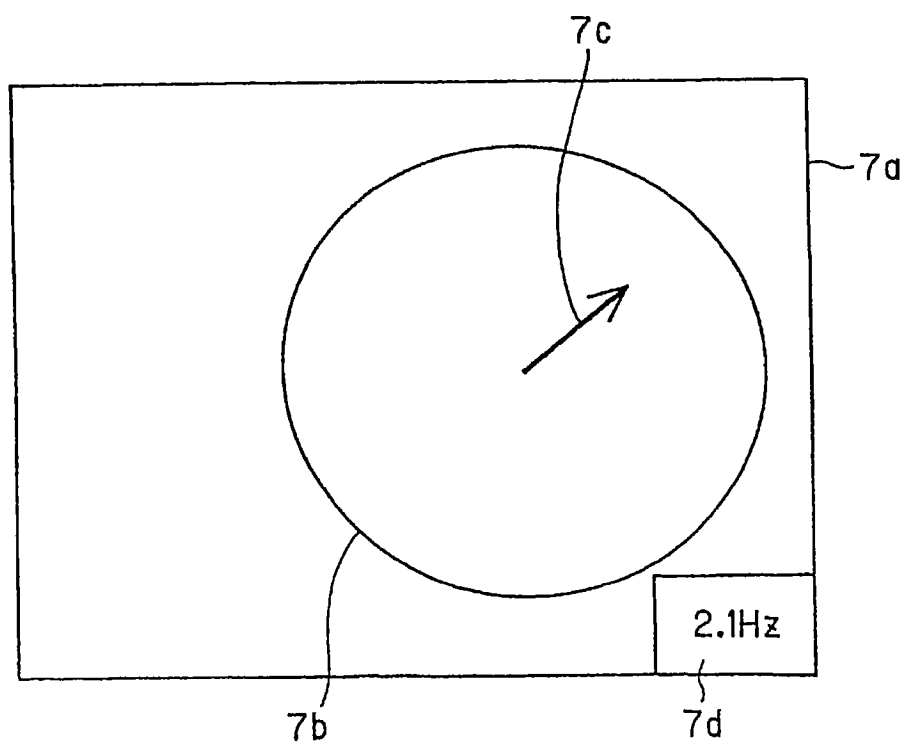


图 4(B)

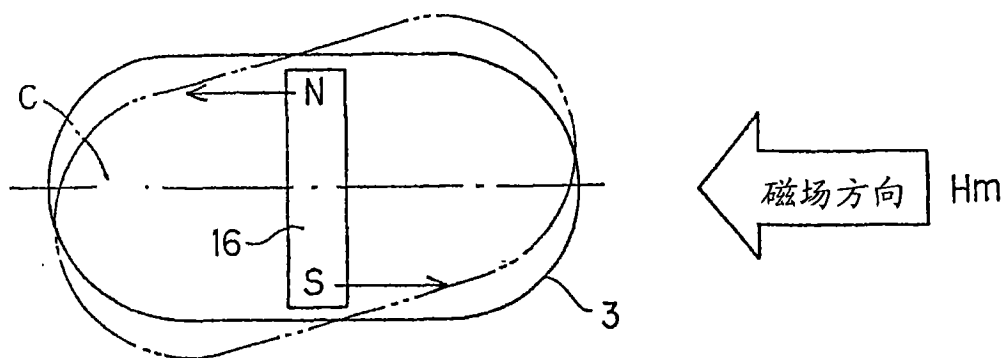


图 6(A)

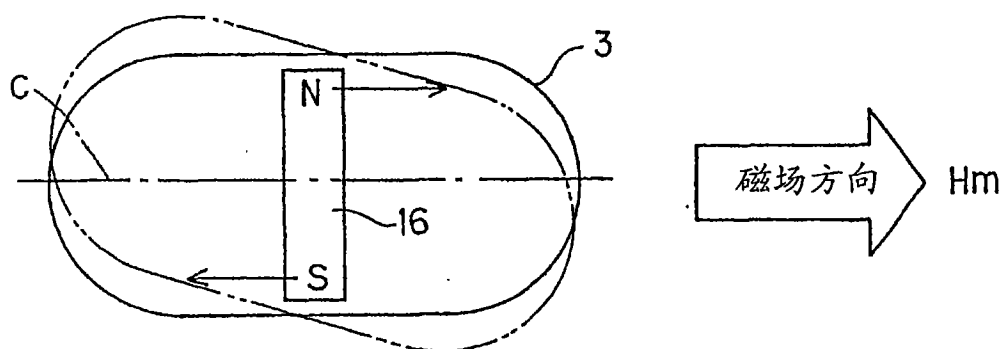


图 6(B)

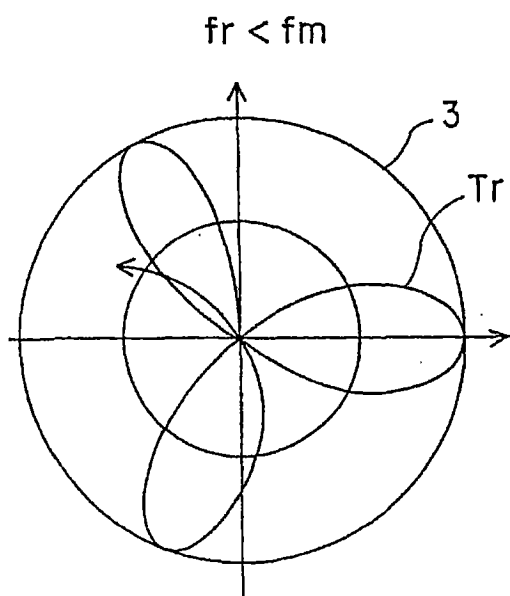


图 7(A)

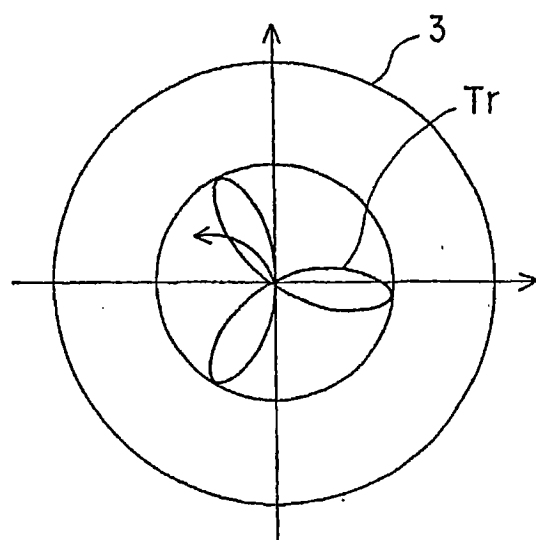


图 7(B)

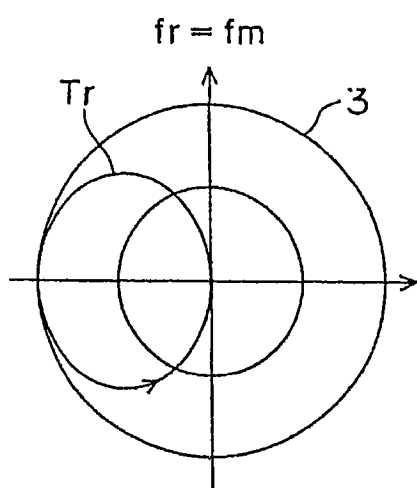


图 8(A)

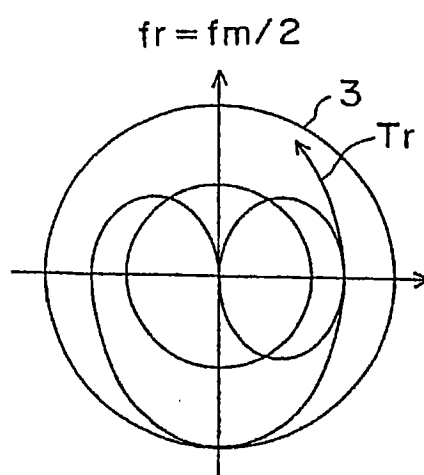


图 8(B)

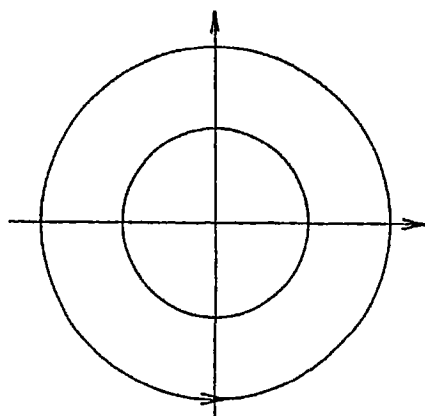


图 8(C)

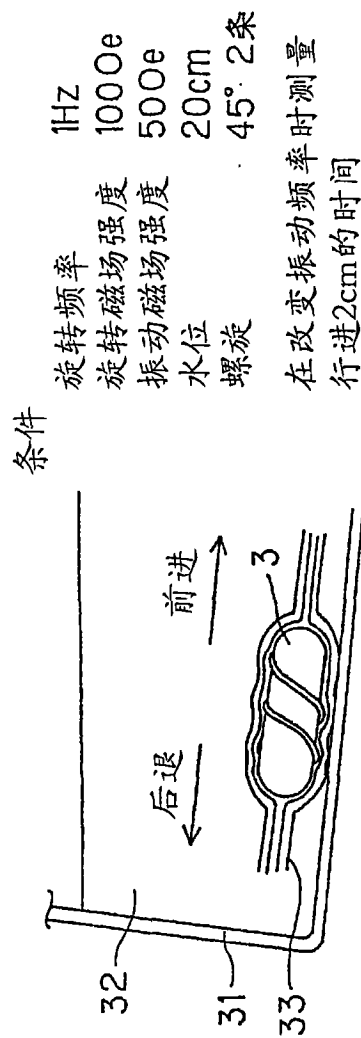
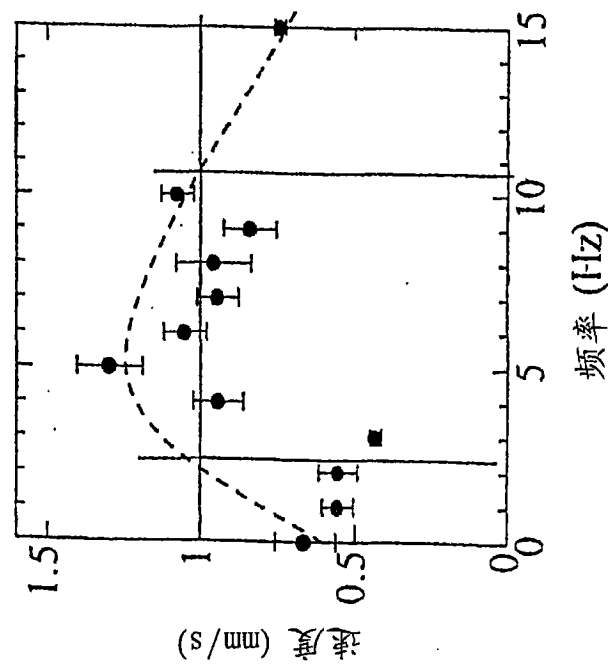
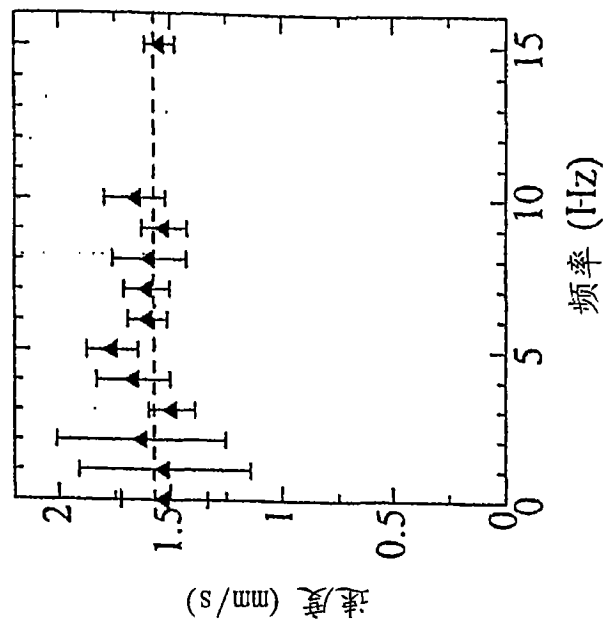


图 9 (A)



后退 (上行) 图 9 (B)



前进 (下行) 图 9 (C)

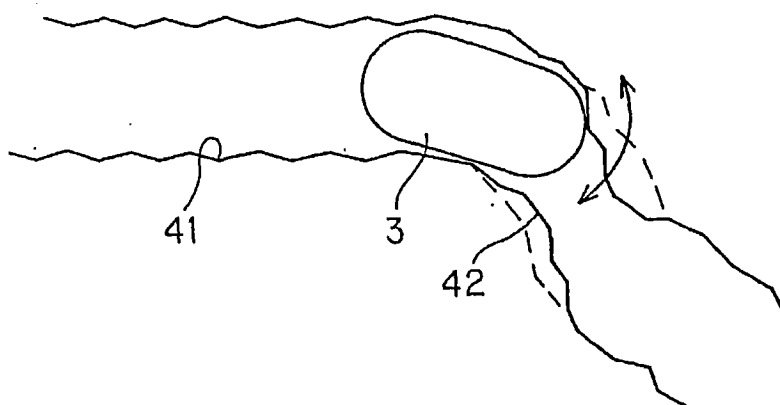


图 10(A)

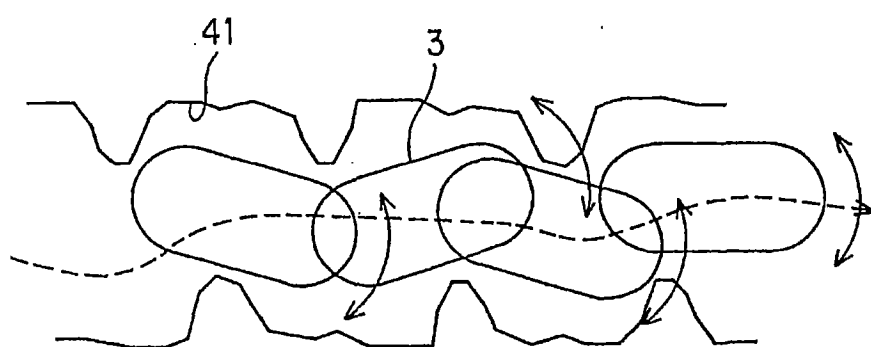


图 10(B)

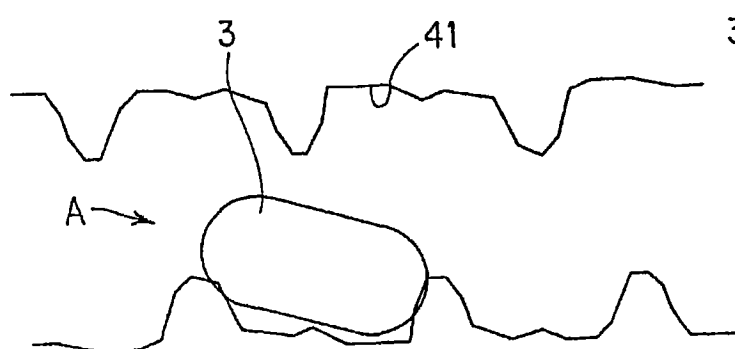


图 10(C)

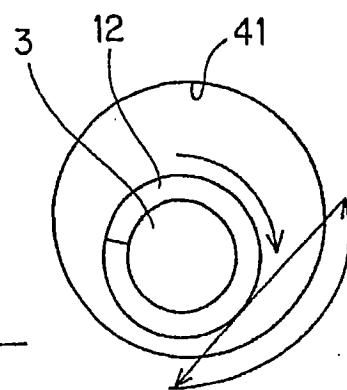


图 10(D)

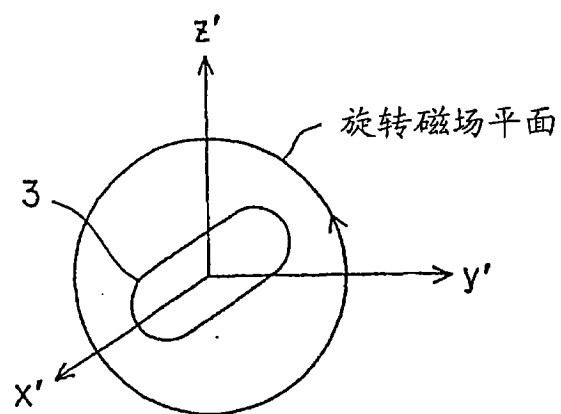


图 11

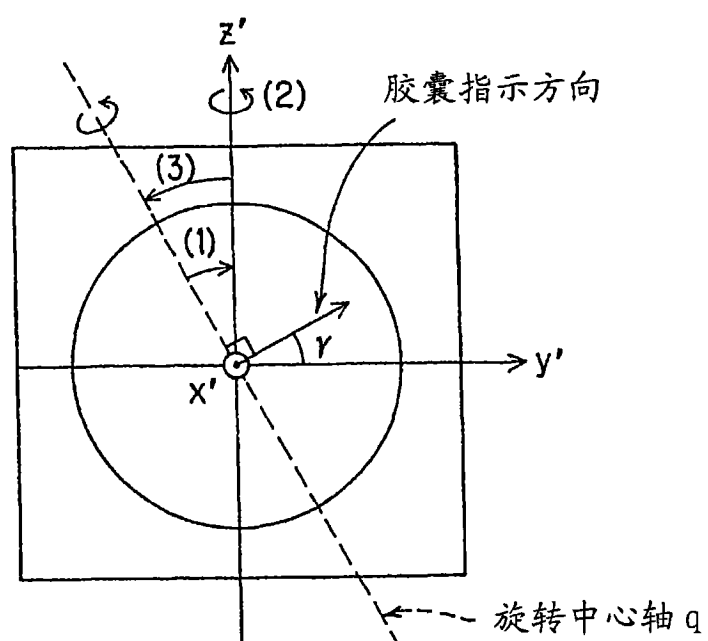


图 12

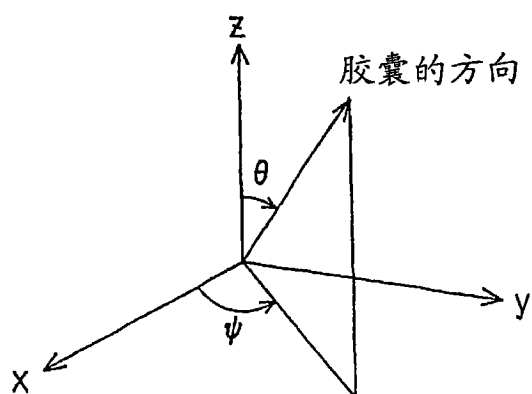


图 13

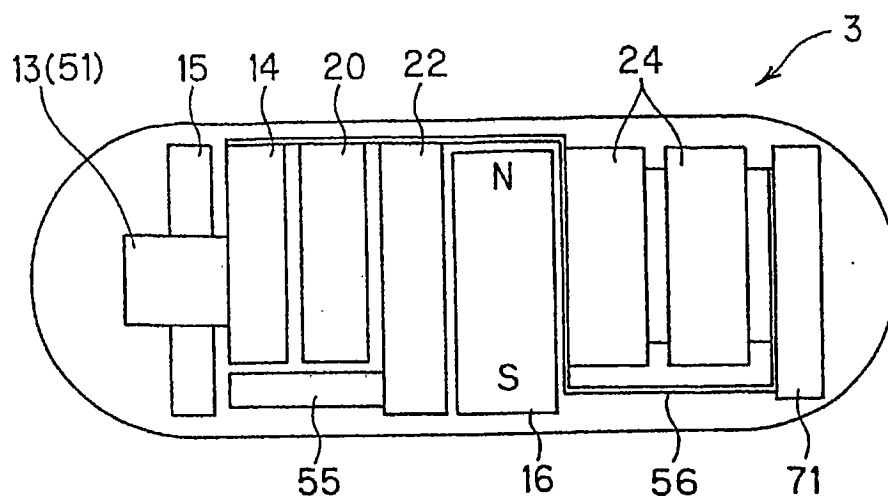


图 14

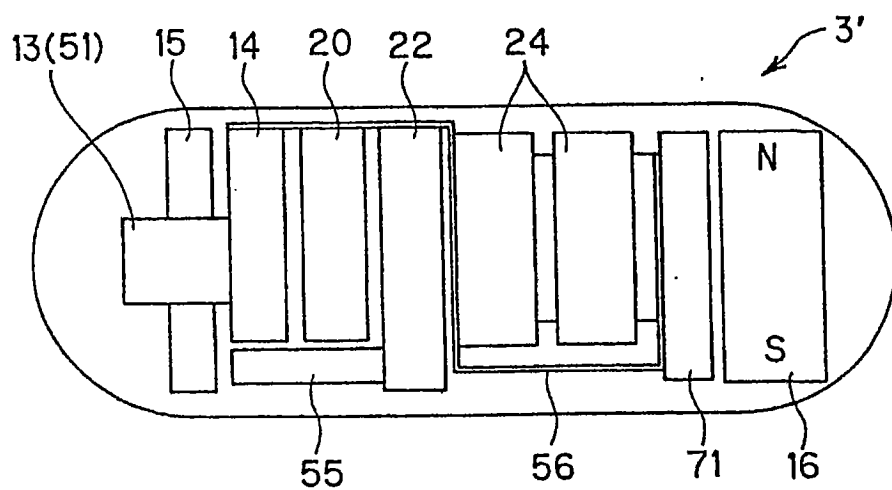


图 15

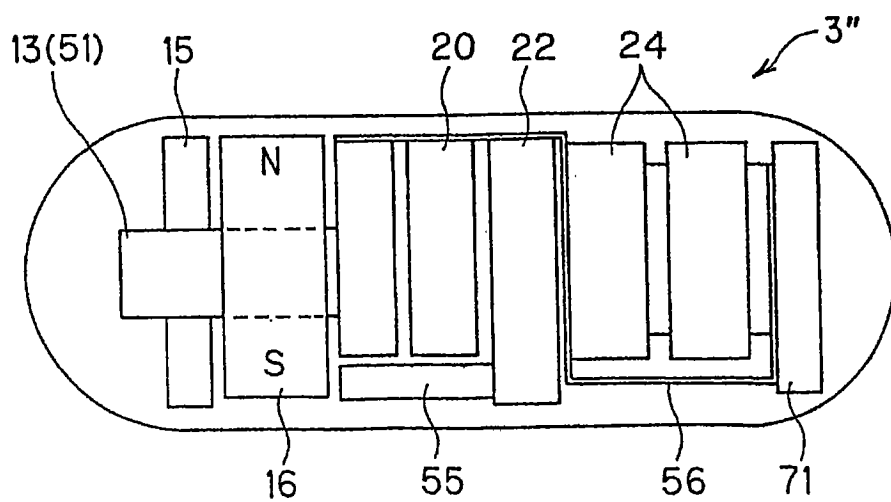


图 16

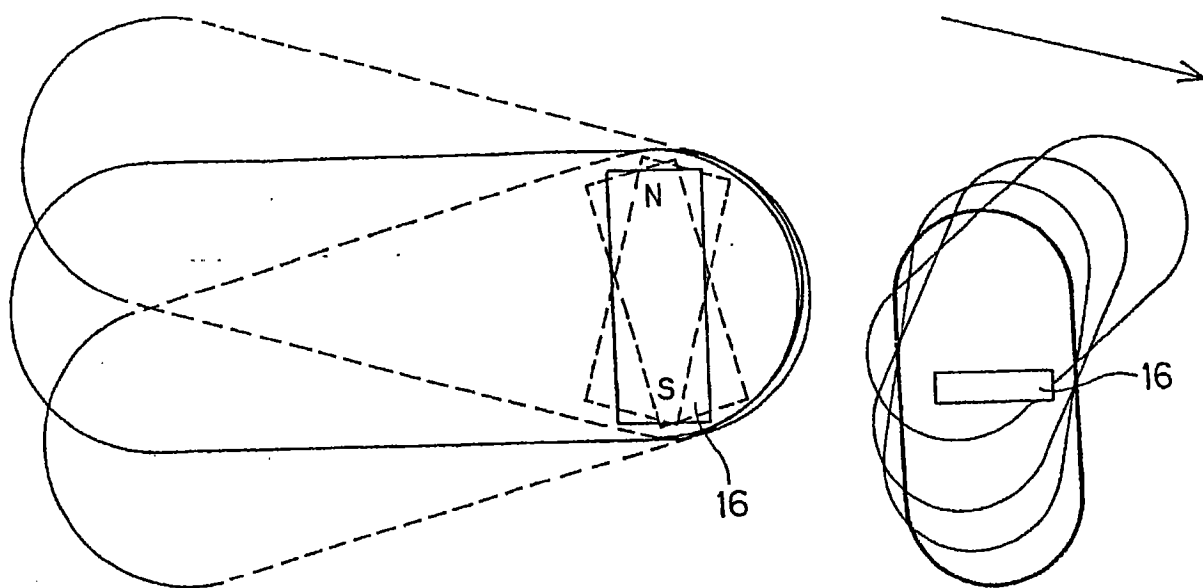


图 17

图 18(A)

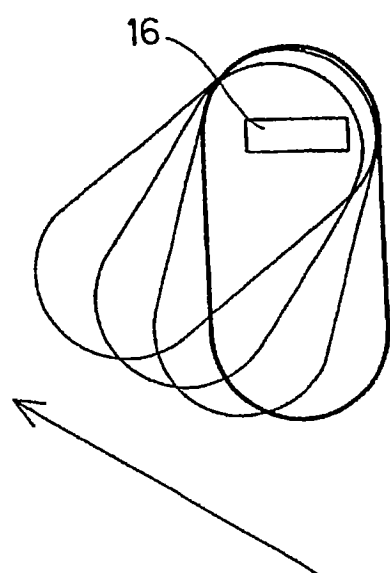


图 18 (B)

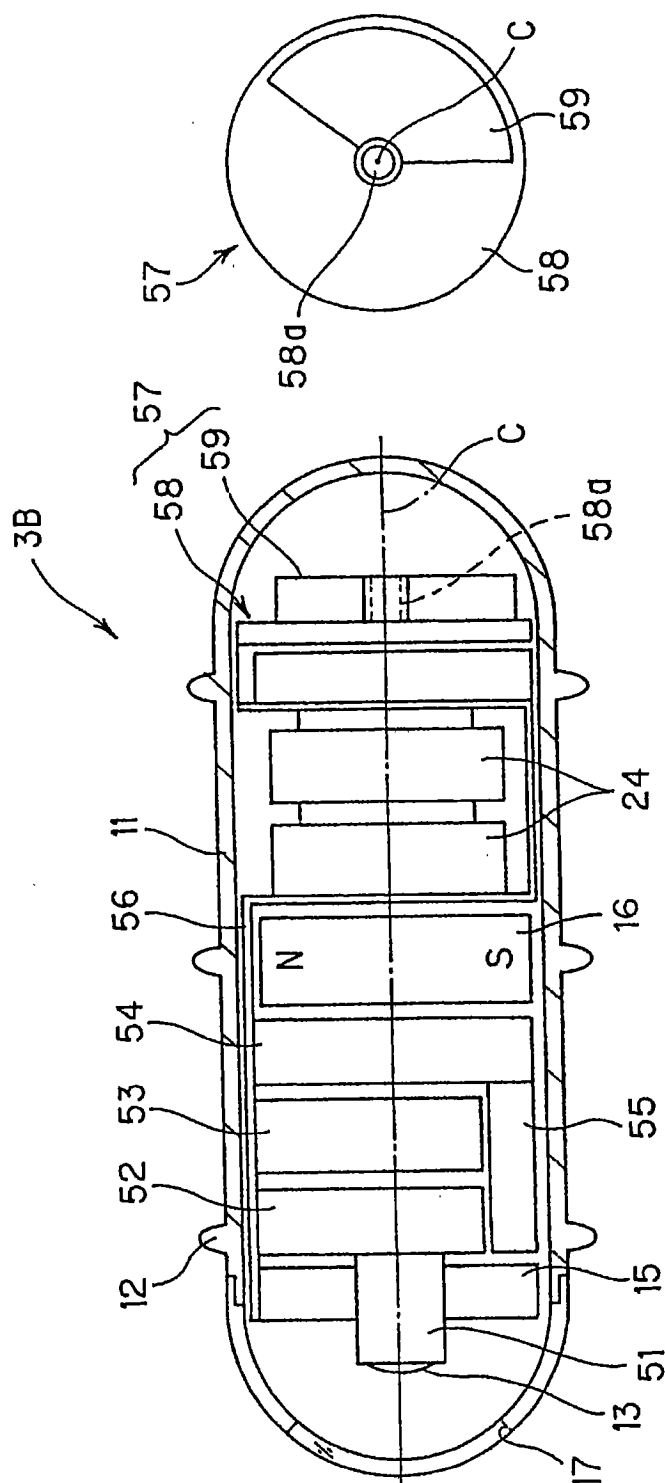


图 19(B)

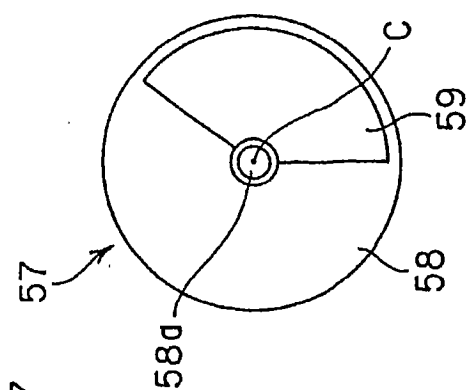


图 19(A)

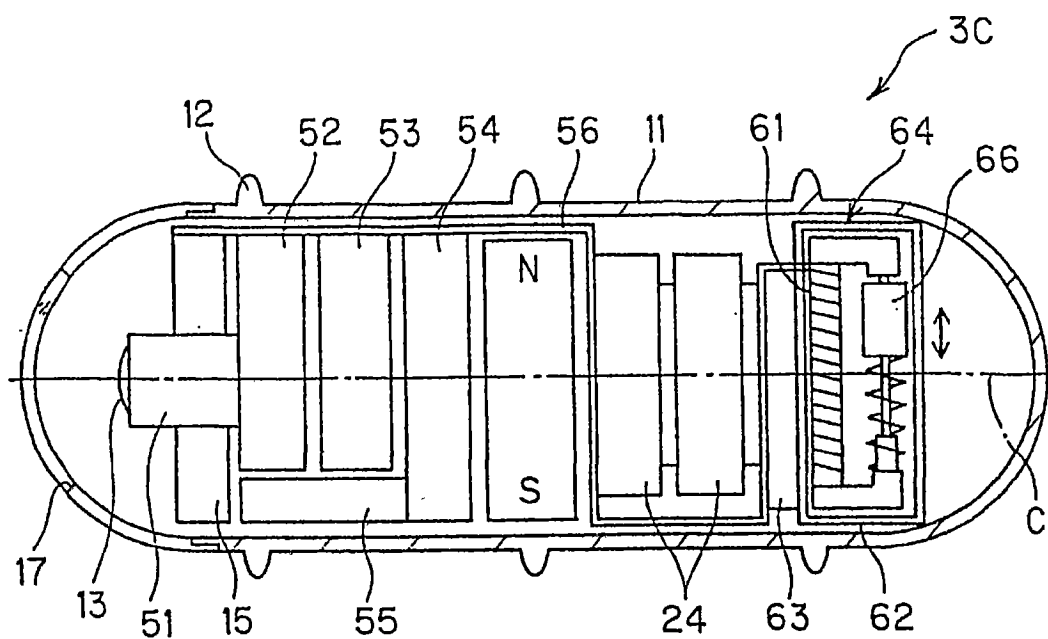


图 20

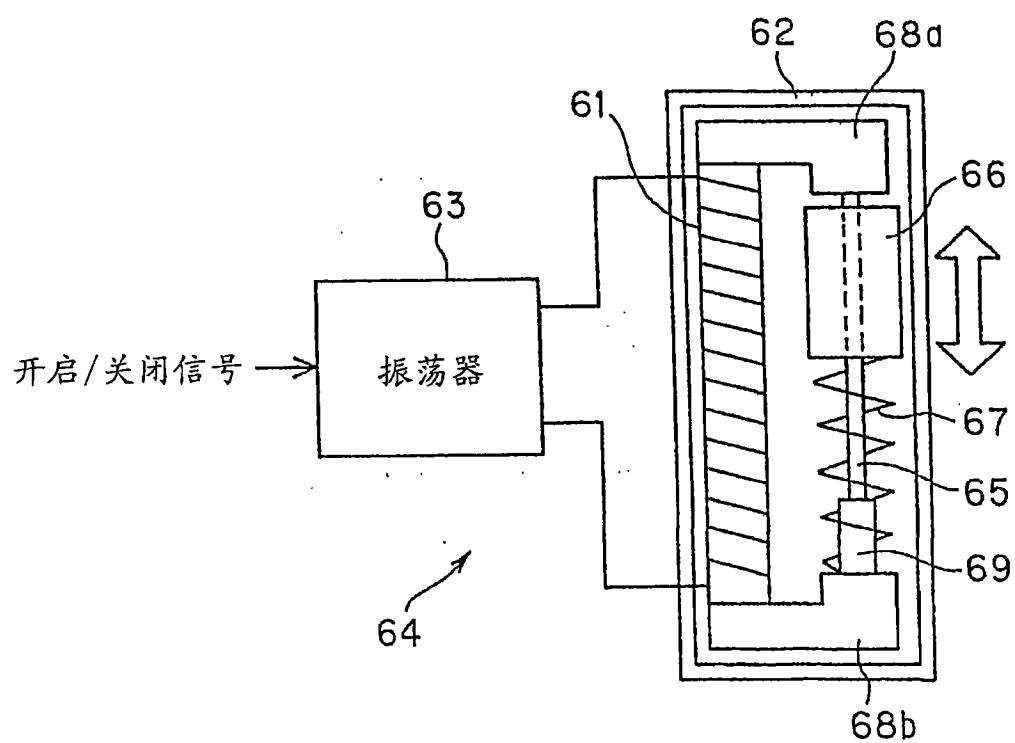


图 21(A)

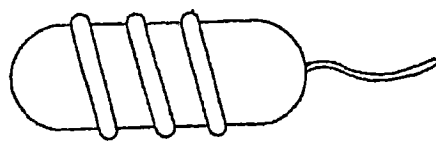


图 21 (B)

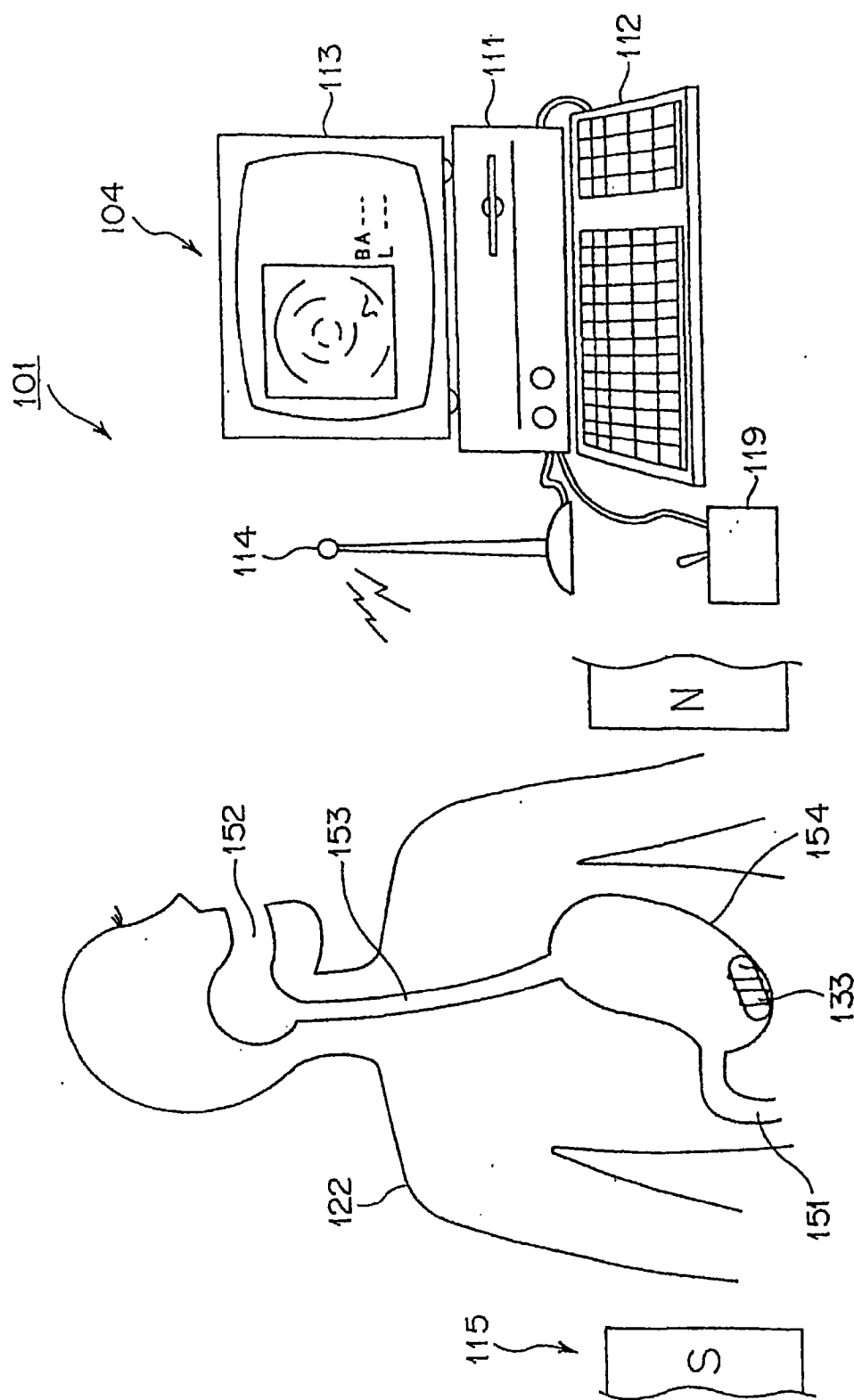


图 22

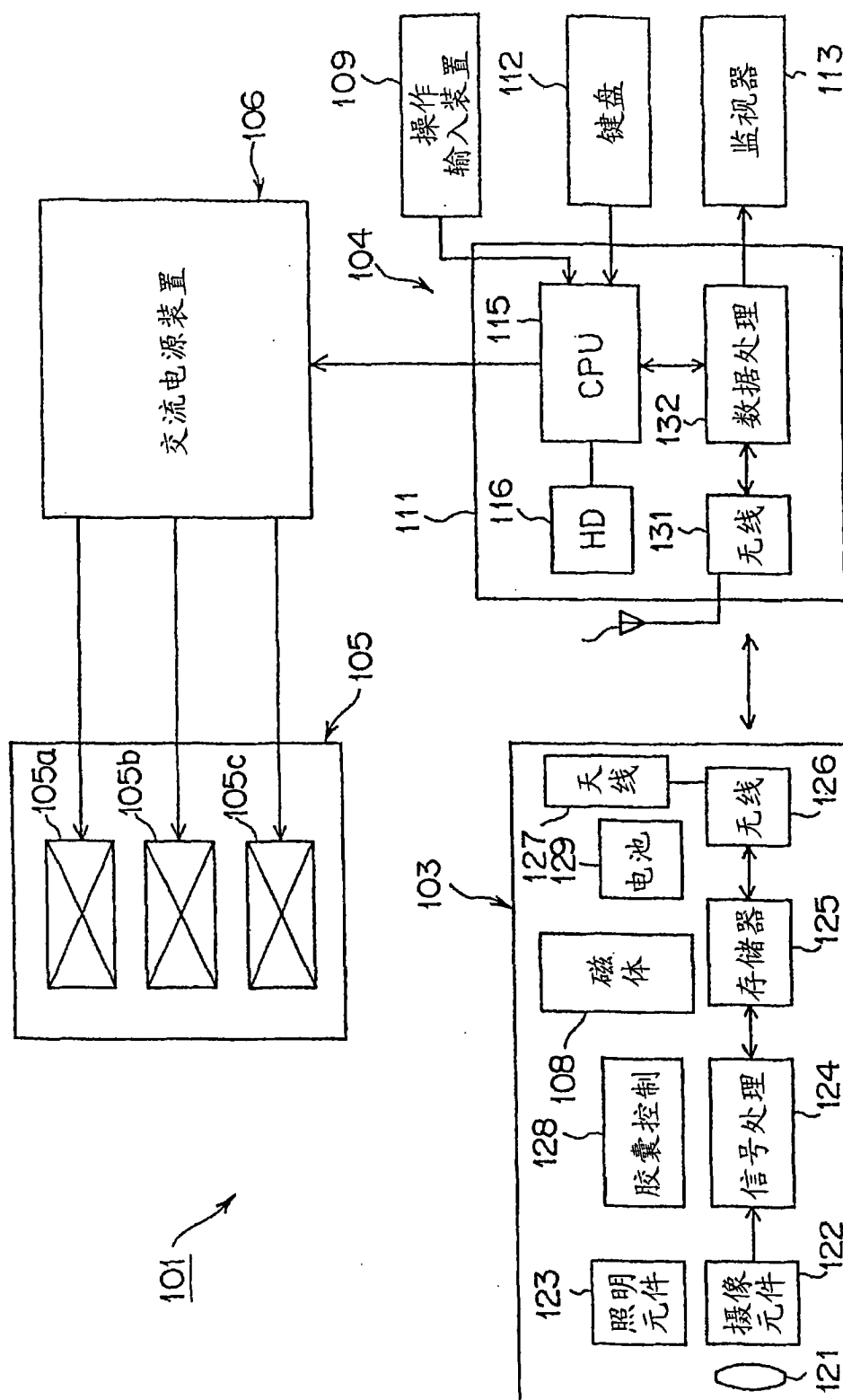


图 23

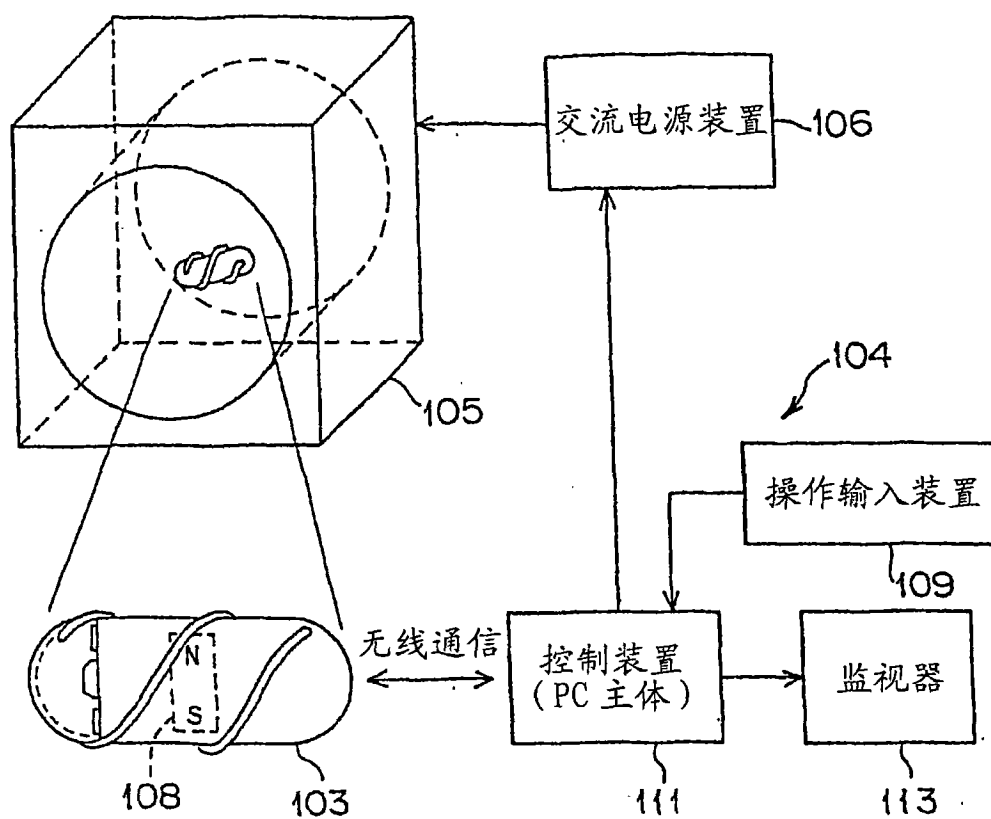


图 24

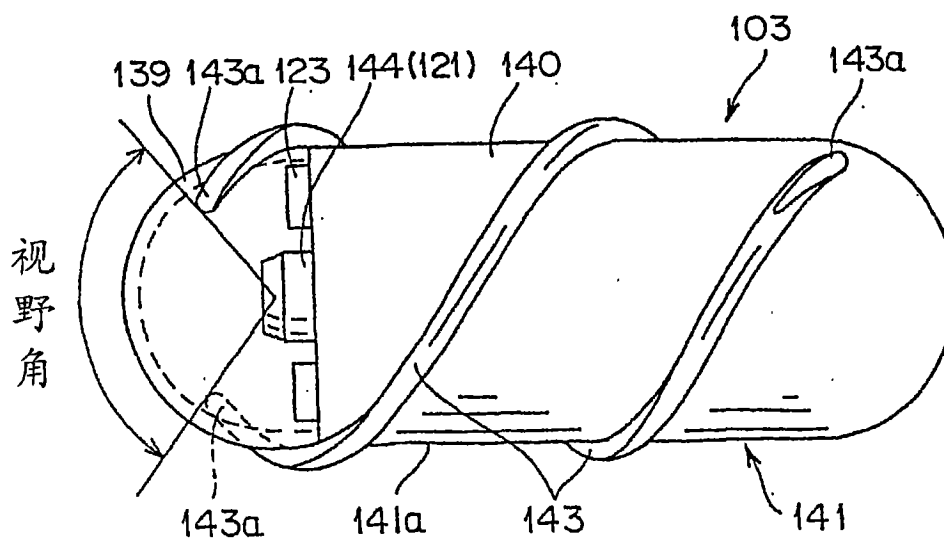


图 25

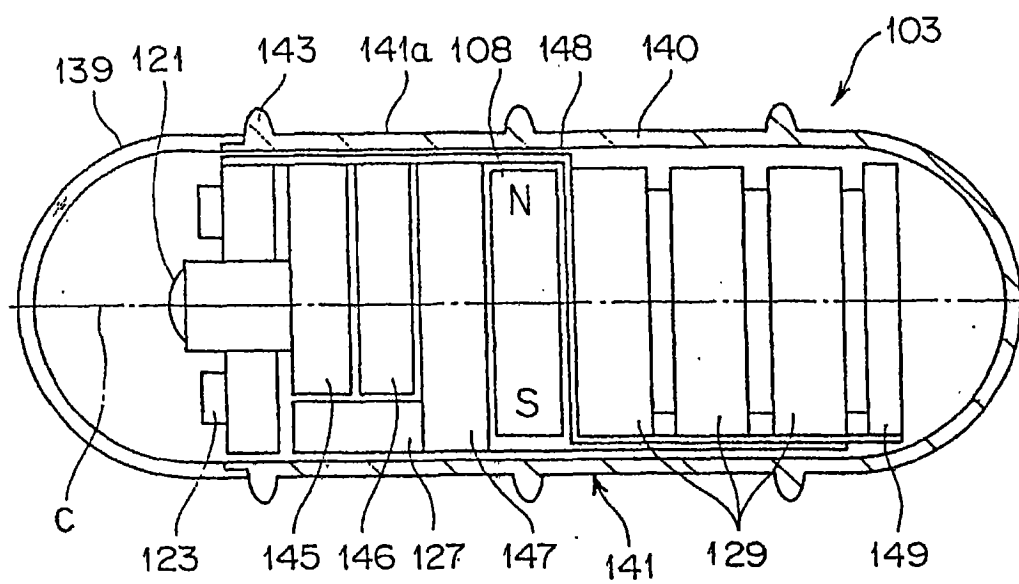


图 26

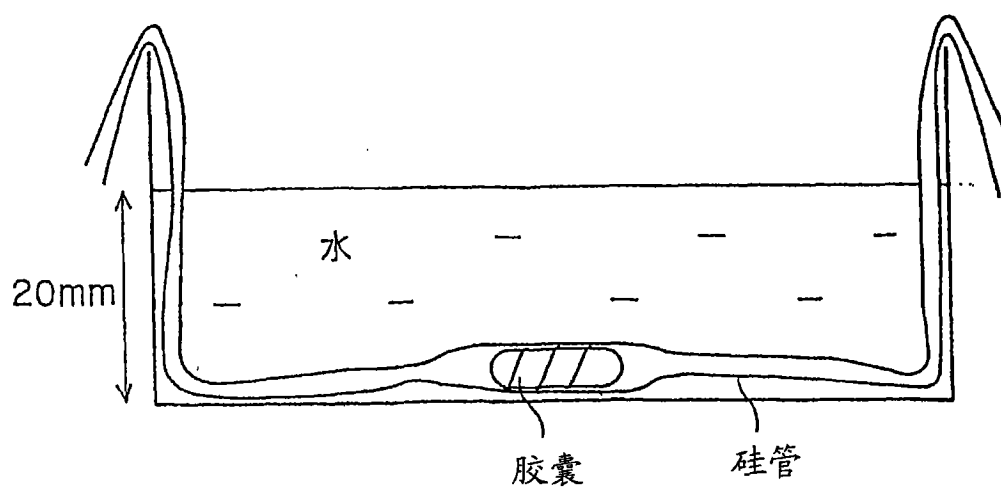


图 27

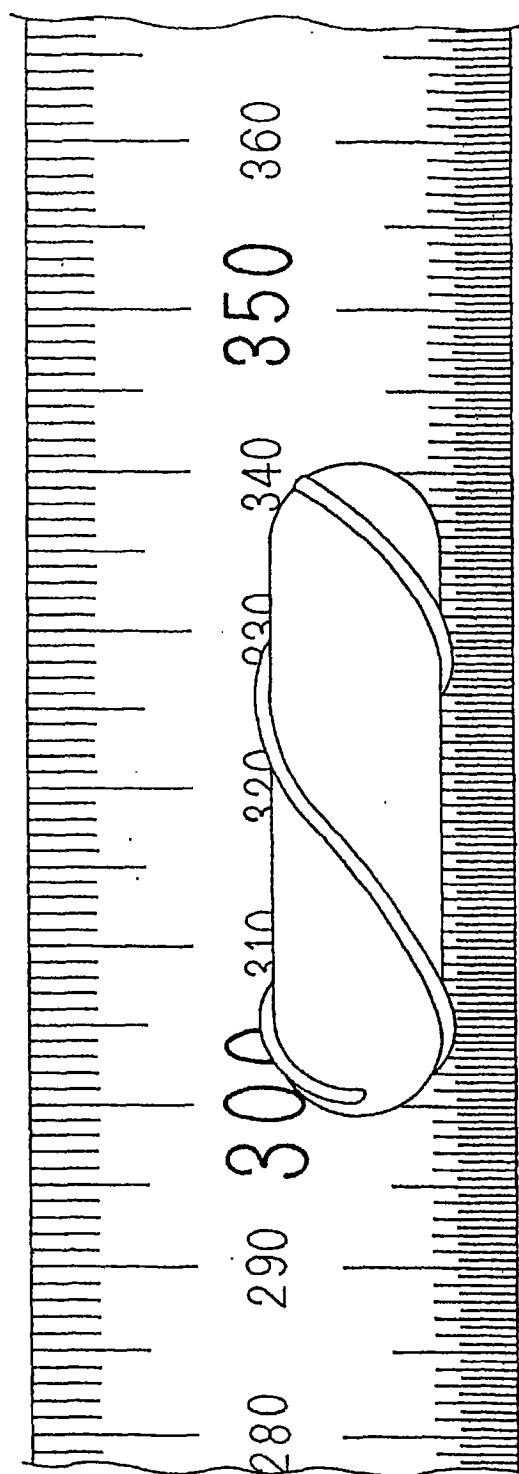


图 28

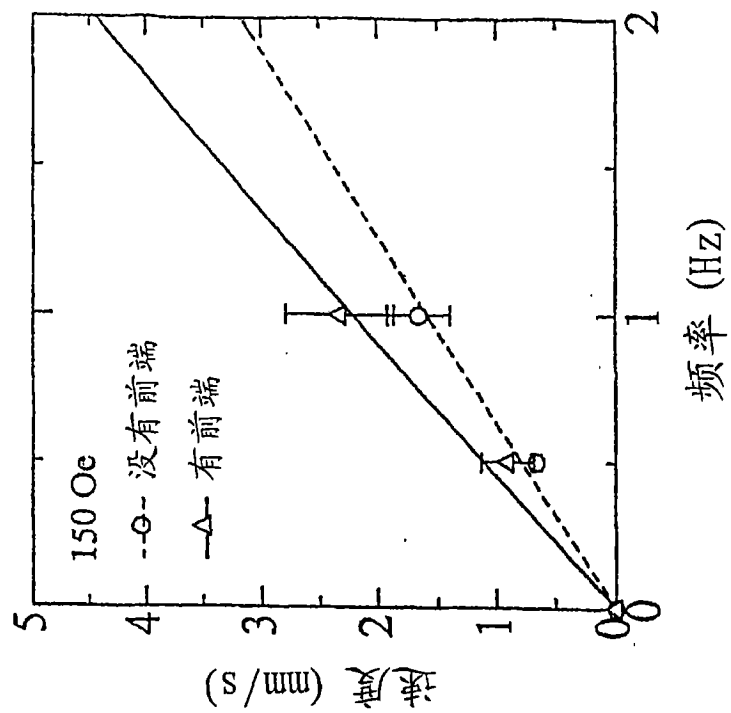


图 29 (A)

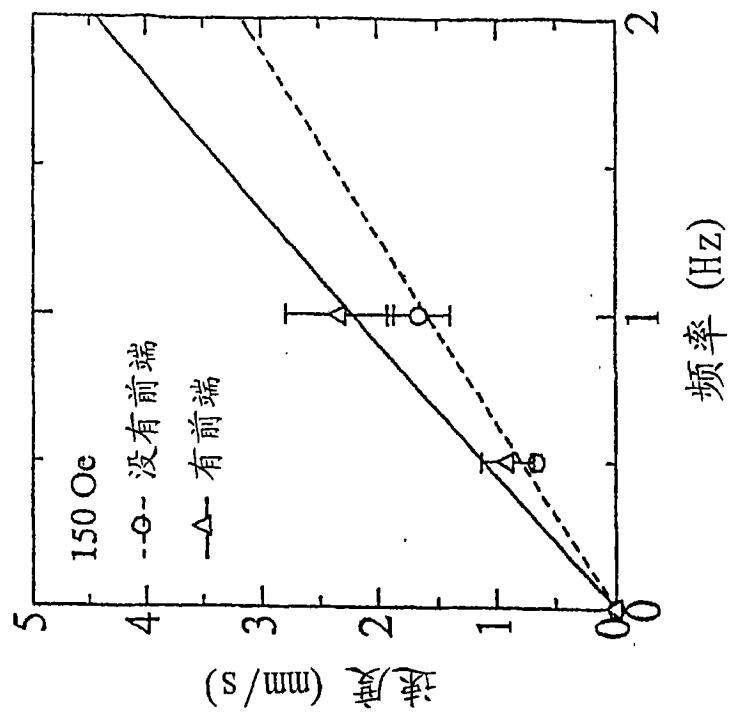


图 29 (B)

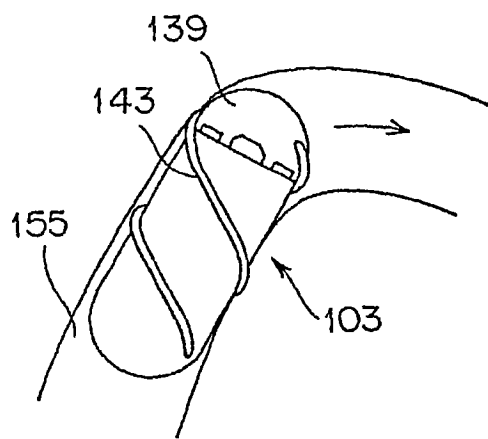


图 30(A)

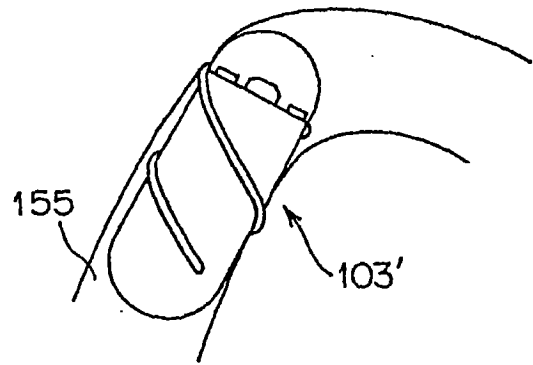


图 30(B)

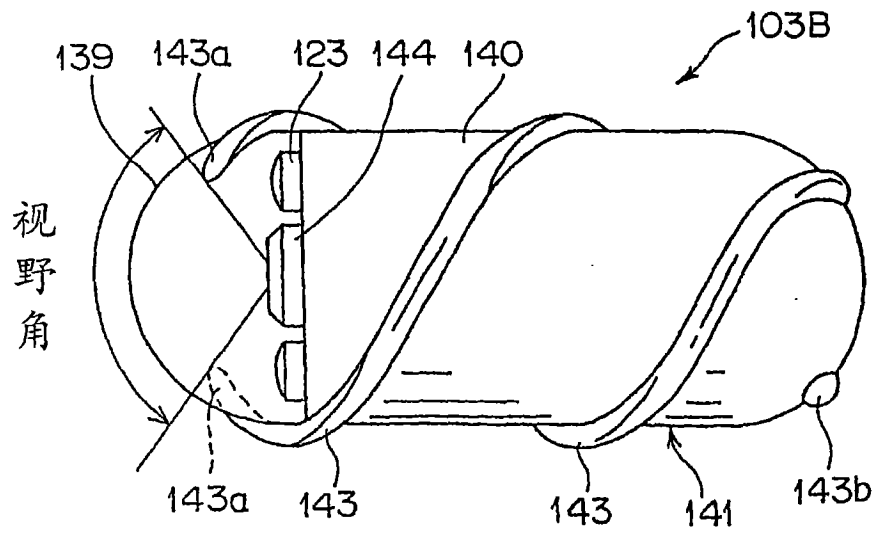


图 31

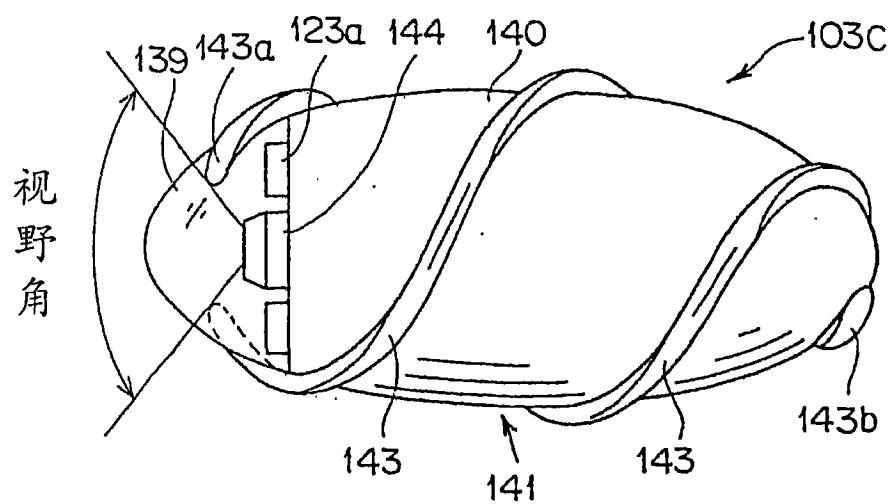


图 32

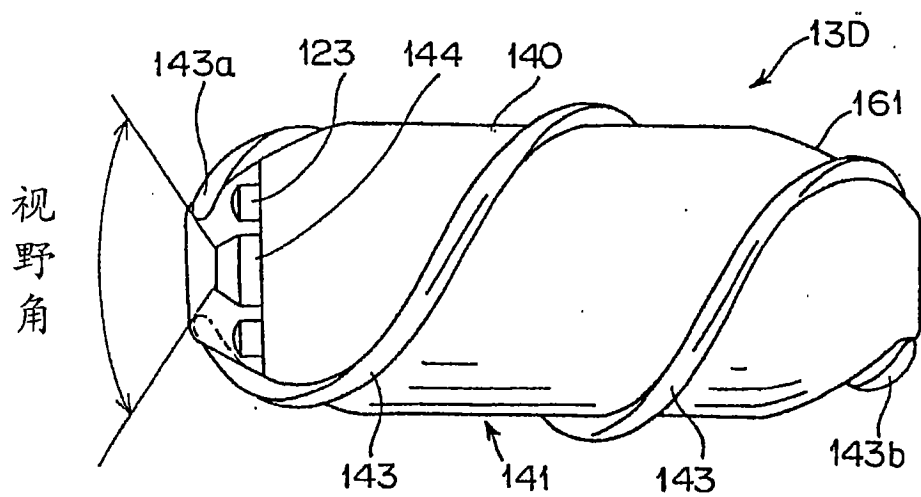


图 33

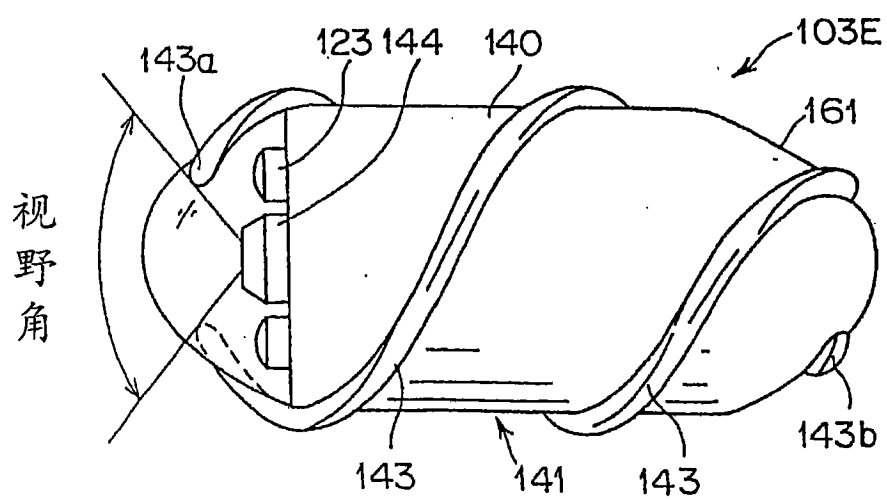


图 34

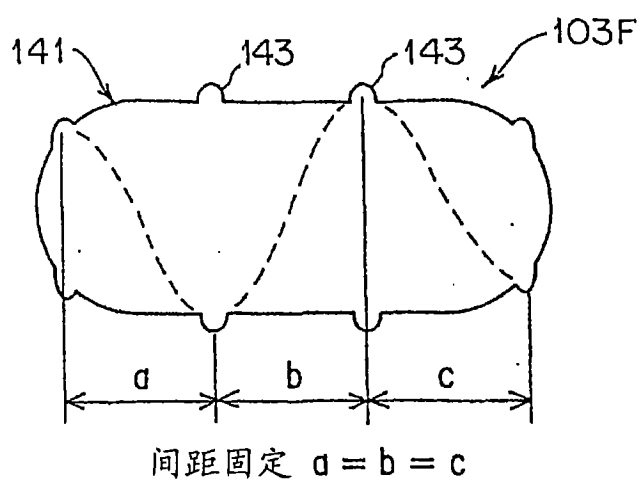


图 35

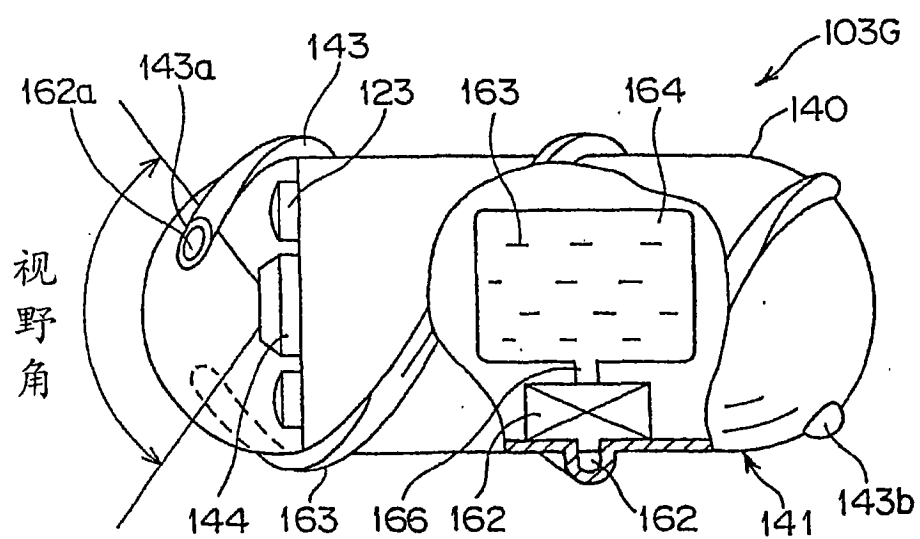


图 36 (A)

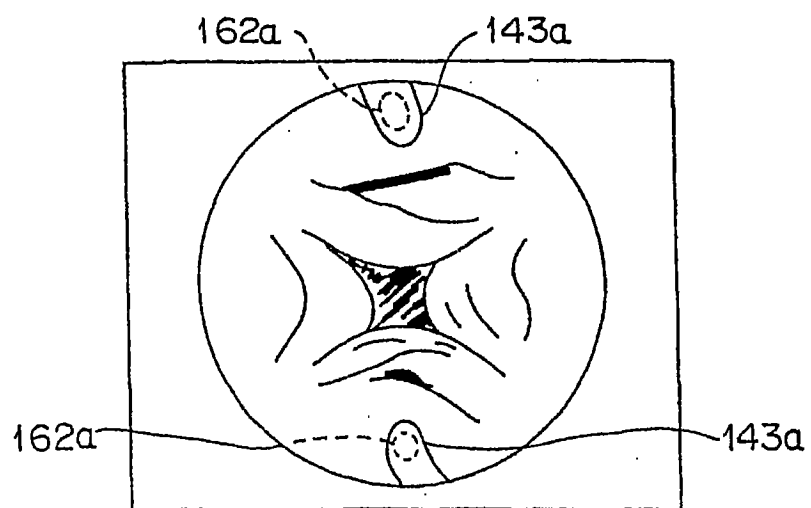


图 36 (B)

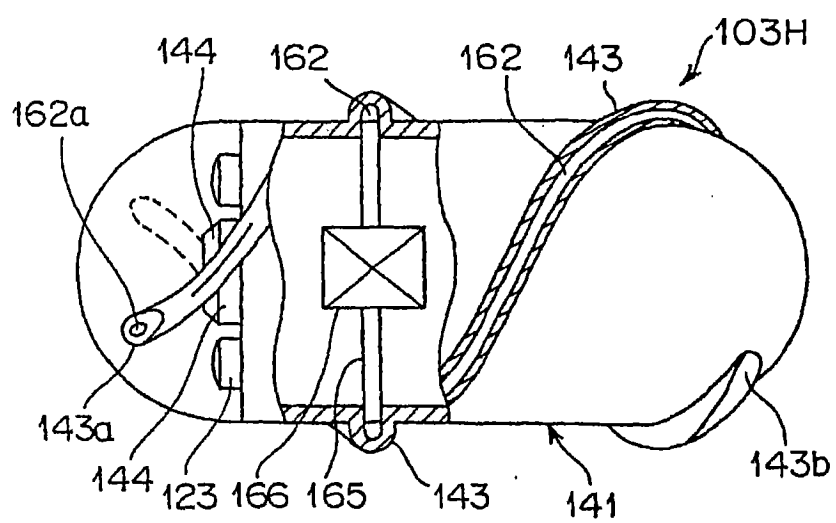


图 37